

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Electroacoustics – Hearing aids –

Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids

Électroacoustique – Appareils de correction auditive –

Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2022 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester. If you have any questions about IEC copyright or have an enquiry about obtaining additional rights to this publication, please contact the address below or your local IEC member National Committee for further information.

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de l'IEC ou du Comité national de l'IEC du pays du demandeur. Si vous avez des questions sur le copyright de l'IEC ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de l'IEC de votre pays de résidence.

IEC Secretariat
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland

Tel.: +41 22 919 02 11
info@iec.ch
www.iec.ch

About the IEC

The International Electrotechnical Commission (IEC) is the leading global organization that prepares and publishes International Standards for all electrical, electronic and related technologies.

About IEC publications

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC. Please make sure that you have the latest edition, a corrigendum or an amendment might have been published.

IEC publications search - webstore.iec.ch/advsearchform

The advanced search enables to find IEC publications by a variety of criteria (reference number, text, technical committee, ...). It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

Stay up to date on all new IEC publications. Just Published details all new publications released. Available online and once a month by email.

IEC Customer Service Centre - webstore.iec.ch/csc

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please contact the Customer Service Centre: sales@iec.ch.

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

Discover our powerful search engine and read freely all the publications previews. With a subscription you will always have access to up to date content tailored to your needs.

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary on electrotechnology, containing more than 22 300 terminological entries in English and French, with equivalent terms in 19 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

A propos de l'IEC

La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est la première organisation mondiale qui élabore et publie des Normes internationales pour tout ce qui a trait à l'électricité, à l'électronique et aux technologies apparentées.

A propos des publications IEC

Le contenu technique des publications IEC est constamment revu. Veuillez vous assurer que vous possédez l'édition la plus récente, un corrigendum ou amendement peut avoir été publié.

Recherche de publications IEC -

webstore.iec.ch/advsearchform

La recherche avancée permet de trouver des publications IEC en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études, ...). Elle donne aussi des informations sur les projets et les publications remplacées ou retirées.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

Restez informé sur les nouvelles publications IEC. Just Published détaille les nouvelles publications parues. Disponible en ligne et une fois par mois par email.

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions contactez-nous: sales@iec.ch.

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

Découvrez notre puissant moteur de recherche et consultez gratuitement tous les aperçus des publications. Avec un abonnement, vous aurez toujours accès à un contenu à jour adapté à vos besoins.

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire d'électrotechnologie en ligne au monde, avec plus de 22 300 articles terminologiques en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 19 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

**Electroacoustics – Hearing aids –
Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids**

**Électroacoustique – Appareils de correction auditive –
Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction
auditive**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-8322-5591-9

**Warning! Make sure that you obtained this publication from an authorized distributor.
Attention! Veuillez vous assurer que vous avez obtenu cette publication via un distributeur agréé.**

CONTENTS

FOREWORD.....	7
1 Scope.....	9
2 Normative references	9
3 Terms and definitions	10
4 General conditions.....	15
4.1 Acoustic measurement method	15
4.2 Acoustic couplers and occluded ear simulator	15
4.3 Input signals and frequency range	17
4.4 Reporting of data	17
5 Test equipment.....	17
5.1 General.....	17
5.2 Test enclosure	18
5.2.1 General	18
5.2.2 Type 1 "anechoic-chamber"	18
5.2.3 Type 2 "test-box"	19
5.3 Measurement configuration	19
5.3.1 General	19
5.3.2 Measurement configuration for non-directional hearing aids	19
5.3.3 Measurement configuration for directional hearing aids	22
5.4 Sequential measurement method	23
5.5 Other measurement methods	24
5.6 Acoustic response measurement.....	24
5.7 Sound source system.....	24
5.8 Measurement system for the sound pressure level and distortion produced by a hearing aid	25
5.9 Electrical input	26
5.10 Direct-current measurement system.....	26
5.11 Magnetic field source for SPLIV measurements	26
5.12 Magnetic field source for hearing aids having induction pick-up coil for use with a telephone.....	27
6 Normal operating conditions for a hearing aid	27
6.1 General.....	27
6.2 Battery or supply voltage	28
6.3 Settings of controls	28
6.3.1 General	28
6.3.2 Full-on setting (FOS)	28
6.3.3 Reference test setting (RTS)	28
6.4 Ambient conditions.....	29
6.5 Acoustical connection to the hearing aid	29
6.6 Accessories	29
7 Basic acoustic hearing aid measurements	29
7.1 General.....	29
7.2 Frequency response curves	29
7.3 OSPL90 frequency response curve	30
7.4 Full-on gain frequency response curve.....	30
7.5 Basic frequency response curve	31
7.5.1 Test procedure	31

7.5.2	Frequency range of amplification	31
7.5.3	Reference test gain (RTG)	32
7.6	Total harmonic distortion	32
8	Special hearing aid measurements	33
8.1	General	33
8.2	Difference frequency distortion	33
8.2.1	Difference frequency distortion products	33
8.2.2	Total difference frequency distortion	35
8.3	Equivalent input noise (EIN)	36
8.4	Equivalent input noise in one-third-octave bands (EIN-one-third-octave)	37
8.5	Measurements of AGC hearing aids	39
8.5.1	General	39
8.5.2	Steady-state input-output characteristics	39
8.5.3	AGC characteristics (attack and release time)	40
8.6	Effects of tone control and gain control	40
8.6.1	Basic frequency response: effect of tone control	40
8.6.2	Frequency response: effect of gain control position	40
8.6.3	Characteristics of the gain control	41
8.7	Battery related measurements	41
8.7.1	General	41
8.7.2	Battery current measurement	41
8.7.3	Effects of variation of battery or supply voltage and internal resistance	41
9	Special measurements for hearing aids having non-acoustical inputs	42
9.1	General	42
9.2	Equivalence of output levels for a non-acoustical input	43
9.3	Measurement setup for "Wireless" input (WL)	43
9.3.1	General	43
9.3.2	Measurement setup	43
9.3.3	Wireless basic frequency response SPLWL	44
9.3.4	HFA-SPLWL	44
9.3.5	Frequency response with full-on setting	44
9.3.6	Equivalent wireless input sensitivity level (EWLS)	44
9.4	Hearing aids with electrical input	45
9.4.1	General	45
9.4.2	Basic frequency response (SPLEI)	45
9.4.3	HFA-SPLEI	45
9.4.4	Frequency response with full-on setting	45
9.4.5	Equivalent electrical input sensitivity level (EEIS)	45
9.4.6	Connector system for electrical input	45
9.5	Hearing aids having induction pick-up coil in a vertical magnetic field	46
9.5.1	General	46
9.5.2	Basic frequency response in a vertical magnetic field (SPLIV)	46
9.5.3	Frequency response with full-on setting (full-on SPLIV)	46
9.5.4	Effect of gain control position on frequency response	46
9.5.5	Harmonic distortion	47
9.5.6	HFA-SPLIV	47
9.5.7	Equivalent test loop sensitivity level (ETLS)	47
9.5.8	Full-on HFA-SPLIV	47
9.6	Hearing aids having induction pick-up coil for use with a telephone	48

9.6.1	SPLITS response curve	48
9.6.2	HFA-SPLITS	48
9.6.3	Relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS)	49
10	Measurement of performance characteristics for production, supply and delivery quality assurance purposes	49
10.1	General	49
10.2	Nominal characteristics	49
10.3	Reference test gain	50
10.4	OSPL90	50
10.5	Full-on gain	50
10.6	Frequency response curve	50
10.7	Bandwidth frequencies f_1 and f_2	51
10.8	Battery or supply voltage	52
10.9	Battery current	52
10.10	Total harmonic distortion	52
10.11	Equivalent input noise level	52
10.12	Full-on HFA-SPLIV	53
10.13	Equivalent test loop sensitivity level (ETLS)	53
10.14	Relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS)	53
10.15	HFA-SPLITS	53
10.16	Equivalent electrical input sensitivity level (EEIS)	53
10.17	Steady-state input-output AGC characteristics	54
10.18	Nominal attack time and release time	54
11	Maximum permitted expanded uncertainty of measurements	54
Annex A (normative)	Simultaneous measurement method	57
A.1	General	57
A.2	Measurement method	57
A.3	Comparison of the simultaneous method	57
Annex B (normative)	Substitution measurement method	58
B.1	General	58
B.2	Measurement method	58
B.3	Comparison of the substitution method	59
Annex C (normative)	Effect of MLE on non-acoustic input hearing aids	60
C.1	Acoustic and non-acoustic input equivalence	60
C.2	In situ equivalence measurement in the case of a known MLE	61
C.3	HFA equivalence of output levels for non-acoustical inputs	62
C.3.1	General	62
C.3.2	In situ output level equivalency of wireless input sensitivity level (EWLS)	63
C.3.3	In situ output level equivalency of electrical input sensitivity level (EEIS)	63
C.3.4	In situ output level equivalency of test loop sensitivity level (ETLS)	63
C.3.5	In situ output level equivalency of telephone sensitivity level (RSETS)	64
Annex D (informative)	Examples of uncertainty calculation	65
D.1	General	65
D.2	Uncertainty calculations	65
D.3	Sound source system for test-box	65
D.4	Sound source system for anechoic-chamber	66
D.5	Hearing aid measurement	67

Annex E (informative) Comparison of 2 cm ³ coupler and 0,4 cm ³ coupler	68
E.1 General.....	68
E.2 Influence of sound source impedance	68
E.3 Comparison of frequency responses of the 0,4 cm ³ , the 2 cm ³ coupler and the occluded ear simulator	70
Bibliography.....	72
Figure 1 – Example of test arrangement for behind the ear hearing aid.....	21
Figure 2 – Example of test arrangement for in the ear hearing aid	22
Figure 3 – Example of test arrangement for directional hearing aid	23
Figure 4 – Telephone magnetic field simulator (TMFS)	27
Figure 5 – Example of OSPL90 curve and basic frequency response curve.....	30
Figure 6 – Example of determination of frequency range from basic frequency response curve	32
Figure 7 – Example of fundamental and difference frequency distortion products.....	35
Figure 8 – Example of total difference frequency distortion	36
Figure 9 – Example of hearing aid acoustic gain	38
Figure 10 – Example of hearing aid output noise and test equipment noise.....	38
Figure 11 – Example of hearing aid equivalent input noise and ambient noise	39
Figure 12 – Example of a steady-state input-output characteristic.....	40
Figure 13 – Measurement setup for wireless input.....	44
Figure 14 – Example of hearing aids on TMFS for SPLITS test	48
Figure 15 – Example of tolerance limits and determination of frequency range from basic frequency response curve.....	51
Figure 16 – Manufacturer acceptance interval (a) and purchaser acceptance interval (b) with tolerance and maximum permitted uncertainty $U_{\max}$	56
Figure B.1 – Example of test arrangement for the substitution method	59
Figure C.1 – Acoustic a) and non-acoustic b) transmission paths.....	61
Figure C.2 – Example of SPLIV equivalence for ITC	62
Figure E.1 – Deviation from the normalized coupler volume ratio as function of the effective source volume V_s	69
Figure E.2 – Magnitude frequency responses of acoustic impedance of the 2 cm ³ , the 0,4 cm ³ coupler and various hearing aid types	70
Figure E.3 – Comparative measurement of the 0,4 cm ³ coupler, the 2 cm ³ coupler and the occluded ear simulator frequency responses.....	71
Table 1 – Overview on the use of acoustic couplers and occluded ear simulator	17
Table 2 – Resistors and open circuit voltages for zinc-air battery simulators	28
Table 3 – Distortion test frequencies and input sound pressure levels.....	33
Table 4 – OSPL90: Acceptable deviation from the nominal values:	50
Table 5 – Full-on gain: Acceptable deviation from the nominal value.....	50
Table 6 – Tolerances and acceptance intervals of the frequency response	51
Table 7 – Battery current: Acceptable deviation from the nominal value	52
Table 8 – Total harmonic distortion: Acceptable deviation from the nominal value.....	52

Table 9 – Equivalent input noise level: Acceptable deviation from the nominal value	52
Table 10 – Full-on HFA-SPLIV: Acceptable deviation from the nominal value.....	53
Table 11 – ETLS: Acceptable deviation from the nominal value	53
Table 12 – RSETS: Acceptable deviation from the nominal value.....	53
Table 13 – HFA-SPLITS: Acceptable deviation from the nominal value	53
Table 14 – EEIS: Acceptable deviation from the nominal value	54
Table 15 – Acceptable deviation from the nominal values at input levels of 50 dB and 90 dB.....	54
Table 16 – Values of $U_{\max}$ for measurements	55
Table C.1 – HFA-MLE for various styles of hearing aids.....	63
Table D.1 – Uncertainty sound source system for test-box.....	66
Table D.2 – Uncertainty sound source system for anechoic-chamber	66
Table D.3 – Uncertainty hearing aid measurement.....	67

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**ELECTROACOUSTICS –
HEARING AIDS –****Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids****FOREWORD**

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC itself does not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC is not responsible for any services carried out by independent certification bodies.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

IEC 60118-0 has been prepared by technical committee 29: Electroacoustics. It is an International Standard.

This fourth edition merges and updates the methods previously described in IEC 60118-0:2015 and IEC 60118-7:2005. It cancels and replaces the third edition of IEC 60118-0 published in 2015. This edition constitutes a technical revision.

Measurements for quality control as described in IEC 60118-7:2005 can be found in Clause 10 of this document.

This edition includes the following significant technical changes with respect to previous editions:

- a) the default use of an acoustic coupler according to IEC 60318-5,
- b) addition of the optional use of an occluded ear simulator according to IEC 60318-4,

- c) addition of the optional use of an acoustic coupler according to IEC 60318-8 (new standard based on IEC TS 62886) when information about the response above 8 kHz is needed, or the optional use of the acoustic coupler according to IEC 60318-8 for deep insert hearing aids,
- d) the addition of measurements of the performance of hearing aids for production, supply and delivery quality assurance purposes,
- e) corrected and updated measurement configuration and methods, adding the use of a sequential measurement as preferred configuration,
- f) updated and expanded measurement procedures for the non-acoustic inputs of the hearing aid.

NOTE The substitution method described in Annex B has no relation to the substitution method described in IEC 60118-0:2015.

The text of this International Standard is based on the following documents:

Draft	Report on voting
29/1126/FDIS	29/1129/RVD

Full information on the voting for its approval can be found in the report on voting indicated in the above table.

The language used for the development of this International Standard is English.

This document was drafted in accordance with ISO/IEC Directives, Part 2, and developed in accordance with ISO/IEC Directives, Part 1 and ISO/IEC Directives, IEC Supplement, available at www.iec.ch/members_experts/refdocs. The main document types developed by IEC are described in greater detail at www.iec.ch/standardsdev/publications.

A list of all parts in the IEC 60118 series, published under the general title *Electroacoustics – Hearing aids*, can be found on the IEC website.

The committee has decided that the contents of this document will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC website under webstore.iec.ch in the data related to the specific document. At this date, the document will be

- reconfirmed,
- withdrawn,
- replaced by a revised edition, or
- amended.

ELECTROACOUSTICS – HEARING AIDS –

Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids

1 Scope

This part of IEC 60118 gives recommendations for the measurement of the performance characteristics of air conduction hearing aids measured with an acoustic coupler or occluded ear simulator.

This document is applicable to the measurement and evaluation of the electroacoustical characteristics of hearing aids, for example for type testing and manufacturer data sheets.

This document is also applicable for the measurement of the performance characteristics of hearing aids for production, supply and delivery quality-assurance purposes.

The measurement results obtained by the methods specified in this document will express the performance under conditions of the measurement and can deviate substantially from the performance of the hearing aid under actual conditions of use.

This document primarily uses an acoustic coupler according to IEC 60318-5 which is only intended for loading a hearing aid with specified acoustic impedance and is not intended to reproduce the sound pressure in a person's ear. For measurements reflecting the output level in the normal human ear the occluded ear simulator according to IEC 60318-4 can be used. For extended high-frequency measurements and for deep insert hearing aids, the acoustic coupler according to IEC 60318-8 can be used.

This document also covers measurement of hearing aids with non-acoustic inputs, such as wireless, inductive or electrical input.

This document does not cover the measurement of hearing aids for simulated in situ working conditions, for which IEC 60118-8 can be applied.

This document does not cover the measurement of hearing aids under typical user settings and using a speech-like signal, for which IEC 60118-15 can be applied.

2 Normative references

The following documents are referred to in the text in such a way that some or all of their content constitutes requirements of this document. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

IEC 60118-12, *Hearing aids – Part 12: Dimensions of electrical connector systems*

IEC 60318-4:2010, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts*

IEC 60318-5, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 5: 2 cm³ coupler for the measurement of hearing aids and earphones coupled to the ear by means of ear inserts*

IEC 60318-8, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 8: Acoustic coupler for high-frequency measurements of hearing aids and earphones coupled to the ear by means of ear inserts*

IEC 60268-2, *Sound system equipment – Part 2: Explanation of general terms and calculation methods*

IEC 60263, *Scales and sizes for plotting frequency characteristics and polar diagrams*

IEC 61094-4, *Measurement microphones – Part 4: Specifications for working standard microphones*

ISO 3, *Preferred numbers – Series of preferred numbers*

3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the following terms and definitions apply.

ISO and IEC maintain terminological databases for use in standardization at the following addresses:

- IEC Electropedia: available at <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: available at <http://www.iso.org/obp>

3.1

SPL

sound pressure level

ten times the logarithm to the base 10 of the ratio of the square of the sound pressure, p , to the square of a reference value, p_0 , expressed in decibels, where the reference value, p_0 , is 20 μPa

[SOURCE: ISO/TR 25417:2007, 2.2, modified – The abbreviated term has been added and the formula and notes to entry have been omitted.]

3.2

hearing aid

wearable instrument intended to aid a person with impaired hearing

Note 1 to entry: A hearing aid usually consists of a microphone, amplifier, signal processor and earphone, powered by a battery and possibly also containing alternative means of signal pickup such as induction coil, wireless input or electrical input. It is fitted using audiometric and prescriptive methods.

Note 2 to entry: A hearing aid can be placed on the body (BW), behind the ear (BTE), in the ear (ITE, also named full concha), in the canal (ITC), receiver in canal (RIC) or completely in the canal (CIC).

3.3

directional hearing aid

hearing aid for which the acoustic gain is dependent on the direction of sound incidence when measured under free-field conditions

Note 1 to entry: Generally, a hearing aid with a single sound inlet port is non-directional and an aid with multiple sound inlet ports is directional.

3.4

non-directional hearing aid

hearing aid for which the acoustic gain is independent of the direction of sound incidence when measured under free-field conditions

Note 1 to entry: Generally, a hearing aid with a single sound inlet port is non-directional and an aid with multiple sound inlet ports is directional.

3.5**gain control**

manually or electronically operated control for the adjustment of the overall gain response

3.6**tone control**

manually or electronically operated control for adjusting frequency dependent gain

3.7**vertical reference**

line through or on a hearing aid which is vertical when the aid is positioned as worn on a head and torso simulator (as per Figure C.1 in IEC 60118-8:2005) or, in the case of custom-made hearing aids, as normally worn by the user

3.8**reference point**

point related to the hearing aid sound inlet port(s) for the purpose of defining the position of the hearing aid or wireless transmitter microphone

Note 1 to entry: For a hearing aid with one sound inlet port the reference point is at the sound inlet port. For a hearing aid with two or more sound inlet ports the reference point is in the geometrical centre between the inlet ports.

3.9**test point**

position in the test enclosure to which the measurements of the sound pressure level refer or at which the strength of the magnetic field is determined and at which the reference point of the hearing aid or wireless transmitter microphone is located for test purposes

3.10**test space**

space which contains the test volume and the test point where the hearing aid or wireless transmitter microphone is placed for testing

3.11**test volume**

volume in the test space in which the sound field has the required conditions for testing

3.12**acoustic coupler**

device for measuring the acoustic output of sound sources where the sound pressure is measured by a calibrated microphone coupled to the source by a cavity of predetermined shape and volume which does not necessarily approximate the acoustical impedance of the normal human ear

3.13**ear simulator**

device for measuring the acoustic output of sound sources where the sound pressure is measured by a calibrated microphone coupled to the source so that the overall acoustic impedance of the device approximates that of the normal human ear at a given location and in a given frequency band

[SOURCE: IEC 60318-4:2010, 3.4]

3.14**input SPL****input sound pressure level**

sound pressure level at the reference point of the hearing aid

3.15

frequency response

sound pressure level measured in the acoustic coupler or ear simulator expressed as a function of frequency under specified test conditions

3.16

basic frequency response curve

frequency response curve obtained at reference test setting with an input sound pressure level of 60 dB

3.17

input-output characteristic

for a single frequency, a plot of the sound pressure level measured in the acoustic coupler or ear simulator on the ordinate, against the sound pressure level applied to the hearing aid on the abscissa, with equal decibel scale divisions on each axis

3.18

HFA

high-frequency average

average of gain or SPL in decibels at 1 000 Hz, 1 600 Hz and 2 500 Hz

3.19

special purpose hearing aid

hearing aid whose full-on gain at any frequency exceeds its full-on gain at 1 000 Hz, or at 1 600 Hz, or at 2 500 Hz by more than 15 dB

3.20

SPA

special purpose average

average of gain or SPL in decibels at the three one-third-octave-band frequencies each separated by two-thirds of an octave, selected and stated by the manufacturer

Note 1 to entry: Throughout this document, wherever the term "high-frequency average" or "HFA" appears, "special-purpose average" or "SPA" can be substituted for a special purpose hearing aid.

3.21

acoustic gain

at each test frequency, the difference in decibels obtained by subtracting the input SPL from the SPL developed by the output from the hearing aid in the acoustic coupler or occluded ear simulator

3.22

OSPL90

output SPL for 90 dB input SPL

SPL developed in the acoustic coupler or occluded ear simulator with an input SPL of 90 dB with the hearing aid set to the full-on setting

Note 1 to entry: It is recognized that the maximum output level can occur with more, or occasionally with less, input SPL than 90 dB. However, the differences are usually small over the frequency range of interest and the single input SPL of 90 dB makes automatic recording of the OSPL90 response curve very convenient.

3.23

HFA-OSPL90

high-frequency average of the OSPL90

3.24

maximum-OSPL90

maximum value of the OSPL90 frequency response curve

3.25**FOG****full-on gain**

acoustic gain for an input SPL of 50 dB when the hearing aid is set at full-on setting

3.26**HFA-FOG**

high-frequency average of the FOG

3.27**maximum FOG**

maximum value of the FOG frequency response curve

3.28**RTS****reference test setting**

for an input SPL of 60 dB, the settings of the hearing aid required to produce an HFA-gain within $\pm 1,5$ dB of the HFA-OSPL90 minus 77 dB, or, if the full-on HFA gain for an input SPL of 60 dB is less than the HFA-OSPL90 minus 77 dB, the full-on setting of the hearing aid

Note 1 to entry: For most hearing aids, the use of an input SPL of 60 dB and a 17 dB difference from the OSPL90 helps to ensure that, for an overall speech level of 65 dB SPL, peaks do not exceed the OSPL90.

3.29**RTG****reference test gain**

HFA gain for an input SPL of 60 dB with the hearing aid setting at RTS

3.30**FOS****full-on setting**

setting of the hearing aid which provides the highest gain within the frequency range of the hearing aid and has the least possible output limitations

3.31**AGC****automatic gain control**

means (other than peak clipping) by which the gain is automatically controlled as a function of the level of the signal being amplified

3.32**AGC hearing aid**

hearing aid incorporating automatic gain control (AGC)

3.33**compression**

type of AGC in which an incremental change in input sound pressure level produces a smaller incremental change of output sound pressure level

3.34**expansion**

type of AGC in which an incremental change in input sound pressure level produces a larger incremental change of output sound pressure level

3.35**supply voltage**

voltage at the battery terminals of the hearing aid with the hearing aid switched on

3.36

SPLWL

SPL with a wireless input

SPL developed in the acoustic coupler with the hearing aid setting at RTS when the input is a sinusoidal signal of 60 dB SPL at the wireless transmitter microphone

3.37

HFA-SPLWL

high-frequency average SPL with a wireless input

high-frequency average of the SPLWL levels

3.38

EWLS

equivalent wireless input sensitivity level

difference in decibels obtained by subtracting the RTG + 60 dB from the HFA-SPLWL

3.39

SPLEI

SPL with an electric input

SPL developed in the acoustic coupler with the hearing aid setting at RTS when the electric input is a sinusoidal alternating signal of 0,67 mV with the electrical input program selected

3.40

HFA-SPLEI

high-frequency average SPL with an electric input

high-frequency average of the SPLEI levels

3.41

EEIS

equivalent electrical input sensitivity level

difference in decibels obtained by subtracting the RTG + 60 dB from the HFA-SPLEI

Note 1 to entry: This definition has been changed to RTG + 60 dB that replaces RTG + 70 dB as used in previous editions of this document.

3.42

SPLIV

SPL in a vertical magnetic field

SPL developed in the acoustic coupler with the hearing aid setting at RTS when the input is –30 dB re 1 A/m (= 31,6 mA/m) sinusoidal alternating magnetic field parallel to the vertical reference with T-program selected

3.43

HFA-SPLIV

high-frequency average SPL in a vertical magnetic field

high-frequency average of the SPLIV levels

3.44

ETLS

equivalent test loop sensitivity level

difference in decibels obtained by subtracting the RTG + 60 dB from the HFA-SPLIV

3.45

SPLITS

SPL for an inductive telephone simulator

SPL developed in the acoustic coupler by a hearing aid set at RTS when the input is the magnetic field generated by a telephone magnetic field simulator

3.46**HFA-SPLITS****high-frequency average (HFA) SPL for an inductive telephone simulator**

high-frequency average of the SPLITS

3.47**TMFS****telephone magnetic field simulator**

device for producing a magnetic field of consistent level and geometric shape when driven by a current of $I = 6/N$ mA, where N is the number of coil turns

3.48**RSETS****relative simulated equivalent telephone sensitivity level**

difference in decibels obtained by subtracting the RTG + 60 dB SPL from the HFA-SPLITS

3.49**MLE****microphone location effect**

deviation of input SPL at the hearing aid microphone from the free-field value due to the presence of the head/body and the positioning of the hearing aid

4 General conditions**4.1 Acoustic measurement method**

The acoustic measurement method is based on the following general requirements.

- a) Use of a well-defined test enclosure suitable for the measurement as described in 5.2. An anechoic-chamber that provides a better defined sound field can be used for measurement of a hearing aid in directional mode.
- b) The hearing aid output is measured using an acoustic coupler or occluded ear simulator as described in 4.2.
- c) Constant frequency-independent sound pressure at the reference point of the hearing aid and taking into account the following factors:
 - 1) diffracted sound from the hearing aid or wireless transmitter shall be included in the sound field equalization,
 - 2) sound leakage from the hearing aid transmitter shall not offset the equalized sound field (predominantly a problem with high-gain and/or high-output hearing aids).
- d) Sound diffractions in the test enclosure such as from the acoustic coupler or occluded ear simulator, fixtures and the control microphone, with the exception of those from the hearing aid or wireless transmitter microphone, should be minimized.

The measurement configurations are described in 5.3.

4.2 Acoustic couplers and occluded ear simulator

Measurements of the hearing aid performance characteristics shall be made by using one of the following acoustic couplers or occluded ear simulator.

- a) For the basic measurements as described in Clause 7 over the frequency range of 200 Hz to 8 000 Hz, a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5 shall be used by default. For additional measurements, e.g., to simulate realistic use conditions, an occluded ear simulator in accordance with IEC 60318-4 can be used.
- b) For the special hearing aid measurements as described in Clause 8 and Clause 9 over the frequency range of 200 Hz to 8 000 Hz, a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5 shall be used.

- c) For measurements for the purpose of quality assurance over the frequency range of 200 Hz to 5 000 Hz as described in Clause 10, a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5 shall be used.
- d) For high-frequency measurements over the frequency range of 200 Hz to 16 000 Hz, a 0,4 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-8 shall be used.
- e) For hearing aids that are deeply inserted in the ear, a 0,4 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-8 can also be used. If the 0,4 cm³ acoustic coupler is used, the frequency range is 200 Hz to 8 000 Hz. For high-frequency measurements a range of 200 Hz to 16 000 Hz shall be used.

The frequency range is restricted to a range of 200 Hz to 5 000 Hz when measurements are made in a type 2 test enclosure (test-box), see 5.2.3.

An overview on the use of acoustic couplers and occluded ear simulator is given in Table 1. The type of acoustic coupler or occluded ear simulator shall be stated.

For (total) difference frequency distortion measurements as in 8.2 the couplers according to IEC 60318-5 or IEC 60318-8 can also be used to measure distortion products down to 100 Hz.

NOTE 1 The 2 cm³ coupler according to IEC 60318-5 is intended for loading a hearing aid with a specified acoustic impedance and is not intended to load the hearing aid with an acoustic impedance simulating a normal human ear.

NOTE 2 The occluded ear simulator according to IEC 60318-4 is intended to load the hearing aid with an acoustic impedance simulating a normal human ear.

NOTE 3 The 0,4 cm³ coupler according to IEC 60318-8 is intended for loading a hearing aid with a specified acoustic impedance and is not intended to load the hearing aid with an acoustic impedance simulating a normal human ear. The advantage compared to the 2 cm³ coupler is that it is suitable for measurements up to 16 kHz and that the acoustic impedance better approximates the impedance presented to deep insert hearing aid in a human ear.

For any type of air conduction hearing aids, sound leakage from the coupling tube shall be low enough so as not to affect the test result. One way of accomplishing this is to use a rigid tube.

When using the 2 cm³ acoustic coupler the acoustical coupling shall be maintained in accordance with IEC 60318-5.

When using the occluded ear simulator the acoustical coupling shall be maintained in accordance with IEC 60318-4.

When using the 0,4 cm³ acoustic coupler the acoustical coupling shall be maintained in accordance with IEC 60318-8. Great care should be taken when using a connecting tube since the volume in the tube can be significant compared to the coupler volume.

The sound outlet system used shall be stated.

Annex E provides a comparison between a 2 cm³ coupler and a 0,4 cm³ coupler.

Table 1 – Overview on the use of acoustic couplers and occluded ear simulator

Measurement type	Frequency range (see also specification in final row of this Table 1)	Acoustic coupler or occluded ear simulator
Basic (Clause 7)	200 Hz to 8 000 Hz	IEC 60318-5 (2 cm ³ coupler)
Quality assurance (Clause 10)	200 Hz to 5 000 Hz	IEC 60318-5 (2 cm ³ coupler)
Special (Clause 8 and Clause 9)	200 Hz to 8 000 Hz	IEC 60318-5 (2 cm ³ coupler)
Basic (Clause 7)	200 Hz to 8 000 Hz	IEC 60318-4 (ear simulator)
All basic and special measurements (Clause 7, Clause 8 and Clause 9) for which responses above 8 kHz can be relevant	200 Hz to 16 000 Hz	IEC 60318-8 (0,4 cm ³ coupler)
All basic and special measurements (Clause 7, Clause 8 and Clause 9) for deeply inserted hearing aids	200 Hz to 8 000 Hz or 200 Hz to 16 000 Hz	IEC 60318-8 (0,4 cm ³ coupler)
The frequency range shall be restricted to a range of 200 Hz to 5 000 Hz when measurements are made in a type 2 test enclosure (test-box).		

4.3 Input signals and frequency range

All acoustic, magnetic and electric measurements shall be made using sinusoidal input signals for a stated frequency range (also named bandwidth) of 200 Hz to 5 000 Hz, 200 Hz to 8 000 Hz, or 200 Hz to 16 000 Hz as stated in Table 1. Measurements shall be made at the ISO R40 preferred frequencies (1/40 decade or one-twelfth octave) as specified in ISO 3 unless otherwise stated. The frequency interval between data points in frequency response curves shall not exceed one-twelfth octave or 100 Hz, whichever is greater.

4.4 Reporting of data

All data reported shall be clearly labelled:

- "Measured according to IEC 60118-0:2022 using a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5" or
- "Measured according to IEC 60118-0:2022 using an occluded ear simulator in accordance with IEC 60318-4" or
- "Measured according to IEC 60118-0:2022 using a 0,4 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-8".

In the case of custom-made ear hearing aids, the measurement data applies only to the particular hearing aid being measured.

5 Test equipment

5.1 General

All test equipment accuracies of Clause 5 are maximum acceptable values. The actual required accuracies also depend upon the maximum permitted uncertainty as defined in Clause 11. In practice the actual required accuracies can have much lower values, see for instance Annex D.

5.2 Test enclosure

5.2.1 General

Unwanted stimuli in the test enclosure, such as ambient noise, mechanical vibrations and electrical or magnetic stray fields shall be sufficiently low so as not to affect the test results by more than 0,5 dB. This condition is met if the output level of the hearing aid falls by at least 10 dB in each frequency analysis band, when the sound source is switched off.

All measurements that require an acoustical input are made in a selected test volume in which the sound field has the required conditions as specified in 5.2.2 and 5.2.3.

5.2.2 Type 1 "anechoic-chamber"

A type 1 "anechoic-chamber" test is performed in a large test space in which a free sound field is obtained. In practice, a free sound field is a field in which the influence of reflections at the boundaries or other disturbing objects is negligible over the frequency range of interest. Typically a type 1 "anechoic-chamber" test enclosure will have a sound source to hearing aid distance of at least 1 m and also a hearing aid to chamber boundary distance of at least 1 m. The sound field at the device under test should approximate a free progressive sound field emanating from a distant point source, without reflections. See also IEC 61094-8:2012.

A type 1 test enclosure will permit the following hearing aid measurements:

- a) measurement up to at least 8 000 Hz; in conjunction with the 0,4 cm³ coupler also up to 16 kHz,
- b) measurement of directional hearing aids; this will allow the variation of acoustical parameters of hearing aids as a function of the direction of sound incidence.

A type 1 test enclosure in general will provide more accurate measurement results compared to a type 2 test enclosure.

NOTE 1 The results from testing directional hearing aids in the free field do not in general represent the in-situ directional characteristics of the hearing aid.

For the measurement of directional characteristics under simulated in-situ working conditions, IEC 60118-8 shall be used.

The test space of a type 1 "anechoic-chamber" test enclosure will provide essentially free sound field conditions that provide a well-defined progressive sound field. The sound field shall meet the following requirement:

- the SPL in a test volume of size 20 mm × 20 mm × 20 mm containing the test point shall not deviate more than ±0,5 dB from 200 Hz to 6 300 Hz and ±0,7 dB from 6 300 Hz to the upper frequency limit of the test.

NOTE 2 The above requirement includes correction for the effect of the inverse distance law (1/r).

NOTE 3 By having 0,5 dB deviation from the inverse distance law the disturbing sound from other directions is 25 dB lower than the sound from the front direction.

NOTE 4 A loudspeaker of only coaxial elements smaller than 300 mm in diameter is generally a suitable source for type 1 anechoic measurements.

NOTE 5 ISO 26101:2017 can be used as guidance for the measurement procedure. The qualification method in ISO 26101:2017, Annex A can be used when in conformance with the above requirement.

Fixtures and obstacles that disturb the sound field shall be kept at minimum.

5.2.3 Type 2 "test-box"

A type 2 "test-box" test is performed in a small enclosure characterized by a sound source to hearing aid distance substantially less than 1 m (typically about 10 cm). It has the following characteristics:

- a) suitable for measurements from 200 Hz to 5 000 Hz,
- b) results in a type 2 test-box are suitable for quality testing, but typically do not match results made in a type 1 anechoic-chamber, in particular for directional hearing aids.

The sound field in the test space of a type 2 "test-box" shall meet the following requirements:

- the SPL in a test volume of size 15 mm × 15 mm × 15 mm containing the test point shall not deviate by more than ±1,5 dB from 200 Hz to 5 000 Hz. This deviation can be corrected for the effects of the inverse distance law (1/r) above a frequency stated by the manufacturer;
- the test point shall be clearly indicated by the test-box manufacturer.

Fixtures and obstacles that can reflect the sound field shall be kept at minimum.

5.3 Measurement configuration

5.3.1 General

The measurement configuration shall meet the general requirements outlined in 4.1. Care should be taken that neither the acoustic coupler or the occluded ear simulator and its tubing nor the mechanical support for the hearing aid appreciably disturb the sound field in the vicinity of the reference point of the hearing aid at the test frequencies used. These devices shall also not introduce spurious effects arising from mechanical resonances or mechanical vibrations, and they shall not affect the mechanical or acoustical properties of the hearing aid under test.

The sound pressure level at the reference point of the hearing aid is equalized by the use of a control microphone with frequency independent pressure sensitivity over the relevant frequency range, in close proximity to the reference point and oriented at 90° to the main axis of the sound source. This assumes that the sound field is uniform from the reference point to the location of the control microphone. Optionally a dummy microphone may replace the control microphone when the hearing aid measurements are made. The diameter of the control microphone shall be 15 mm or smaller.

For a type 1 anechoic-chamber, the control microphone shall either be of type WS2P (1/2 inch) or type WS3P/F/D (1/4 inch) as defined in IEC 61094-4. The microphone used, shall be stated.

NOTE The measurement results can differ substantially between measurements made with control microphone in close proximity to the hearing aid and those measurements obtained under real free-field conditions, especially for body-worn types of hearing aids having the sound entry located on the surface of the outer housing where it is possible that the housing can have physical dimensions comparable to the wavelength of the incident sound.

5.3.2 Measurement configuration for non-directional hearing aids

This Subclause 5.3.2 describes the measurement configuration for non-directional hearing aids with either a single sound inlet port or with one sound inlet port activated if there are multiple inlet ports. Examples of the measurement configuration are shown in Figure 1 and Figure 2.

If two or more sound inlet ports are active the measurement configuration of 5.3.3 shall be used.

The active sound inlet port is the reference point of the hearing aid. The position of the reference point shall be stated.

Behind the ear hearing aids shall be oriented towards the sound source in a normal way as shown in Figure 1. For in the ear hearing aids the faceplate with microphone shall be oriented parallel to the direction of the sound source as shown in Figure 2. A wireless transmitter microphone shall be oriented towards the sound source as in the normal way of use. The orientation of the hearing aid or wireless transmitter microphone shall be stated.

The distance from the centre of the diaphragm of the control or dummy microphone to the reference point of the hearing aid shall be $5\text{ mm} \pm 3\text{ mm}$. If a distance of $5\text{ mm} \pm 3\text{ mm}$ cannot be fulfilled due to the physical shape of the hearing aid, the used distance shall be stated.

The principal axis of the control or dummy microphone shall be orthogonal to the principal sound source axis. The reference point of the hearing aid shall be positioned on the axis of the control microphone. The reference point and the diaphragm of the control microphone shall both be within the test volume as defined in 5.2.

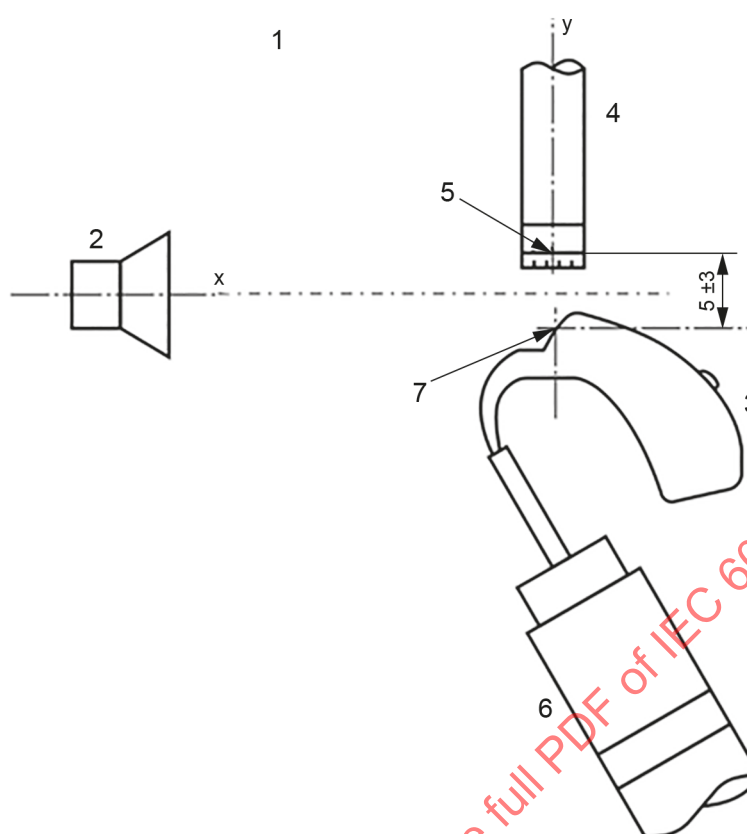
The control microphone can also be positioned as for directional hearing aids as shown in Figure 3, B.

For behind the ear hearing aids with a single active microphone in the ear the manufacturer shall give guidance for the correct position of the device and the control microphone.

NOTE When testing hearing aids with a very high output, the leakage of sound can influence the measurement result. This can be verified by using the sequential method as described in 5.4.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022

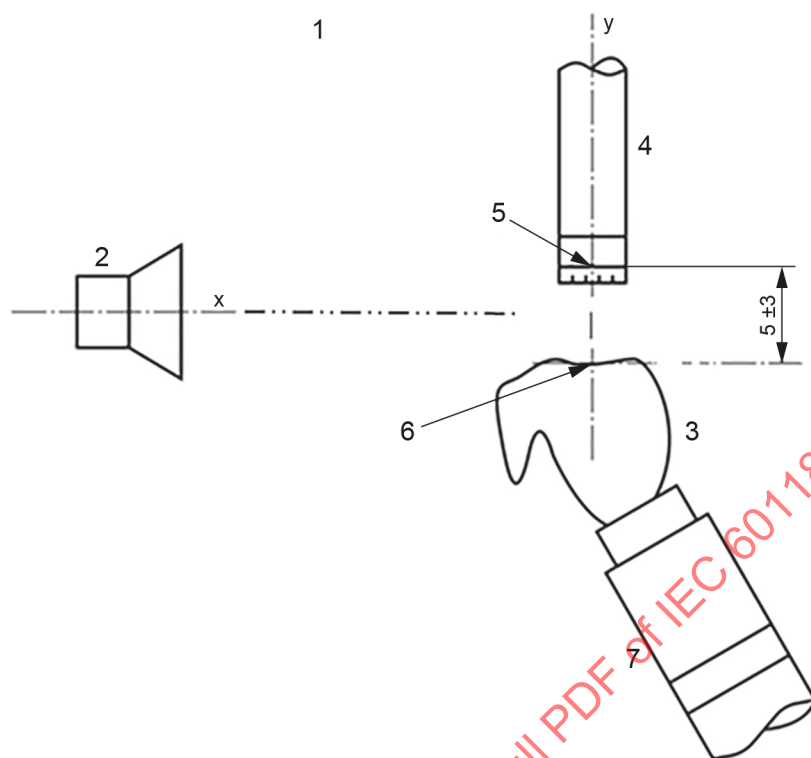
Dimensions in millimetres

**Key**

- 1 Test space
- 2 Sound source
- 3 Hearing aid
- 4 Control microphone / dummy microphone
- 5 Diaphragm centre point
- 6 Acoustic coupler or occluded ear simulator
- 7 Reference point of the hearing aid
- x: sound source axis
- y: axis of control microphone

Figure 1 – Example of test arrangement for behind the ear hearing aid

Dimensions in millimetres



IEC

Key

- 1 Test space
- 2 Sound source
- 3 Hearing aid
- 4 Control microphone / dummy microphone
- 5 Diaphragm centre point
- 6 Reference point of the hearing aid
- 7 Acoustic coupler or occluded ear simulator
- x: sound source axis
- y: axis of control microphone

Figure 2 – Example of test arrangement for in the ear hearing aid

5.3.3 Measurement configuration for directional hearing aids

This Subclause 5.3.3 describes the measurement configuration for directional hearing aids and non-directional hearing aids with two or more active sound inlet ports. An example of the test arrangement for a behind the ear hearing aid is shown in Figure 3, A. Figure 3, B shows an alternative position of the control microphone. Devices with other form factors will be positioned in a similar way.

For directional hearing aids in non-directional mode with one active sound inlet port the measurement configuration described in 5.3.2 shall be used.

The geometrical centre between the active sound inlet ports is the reference point of the hearing aid. A line through the active front and rear sound entry ports of the hearing aid shall be aligned with the sound source axis. In the case of multiple active front or rear entry ports, the line passes through the reference point. The position of the reference point shall be stated.

NOTE The alignment of the hearing aid for testing can differ from the positioning when worn by the user.

The distance from the centre of the diaphragm of the control microphone to the reference point shall be $12\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$. If a distance of $12\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$ cannot be fulfilled due to the physical shape of the hearing aid, the used distance shall be stated. The principal axis of the control or dummy microphone shall be orthogonal to the principal sound source axis and shall intersect at the reference point (see Figure 3, A and Figure 3, B). The reference point and the diaphragm of the control microphone shall both be positioned within the test volume as defined in 5.2.

For hearing aids with multiple microphones, where the geometrical centre between the active sound inlet ports cannot directly be determined, e.g. as for a receiver in canal devices with an additional microphone in the ear, the manufacturer shall give guidance for the correct position of the device and control microphone.

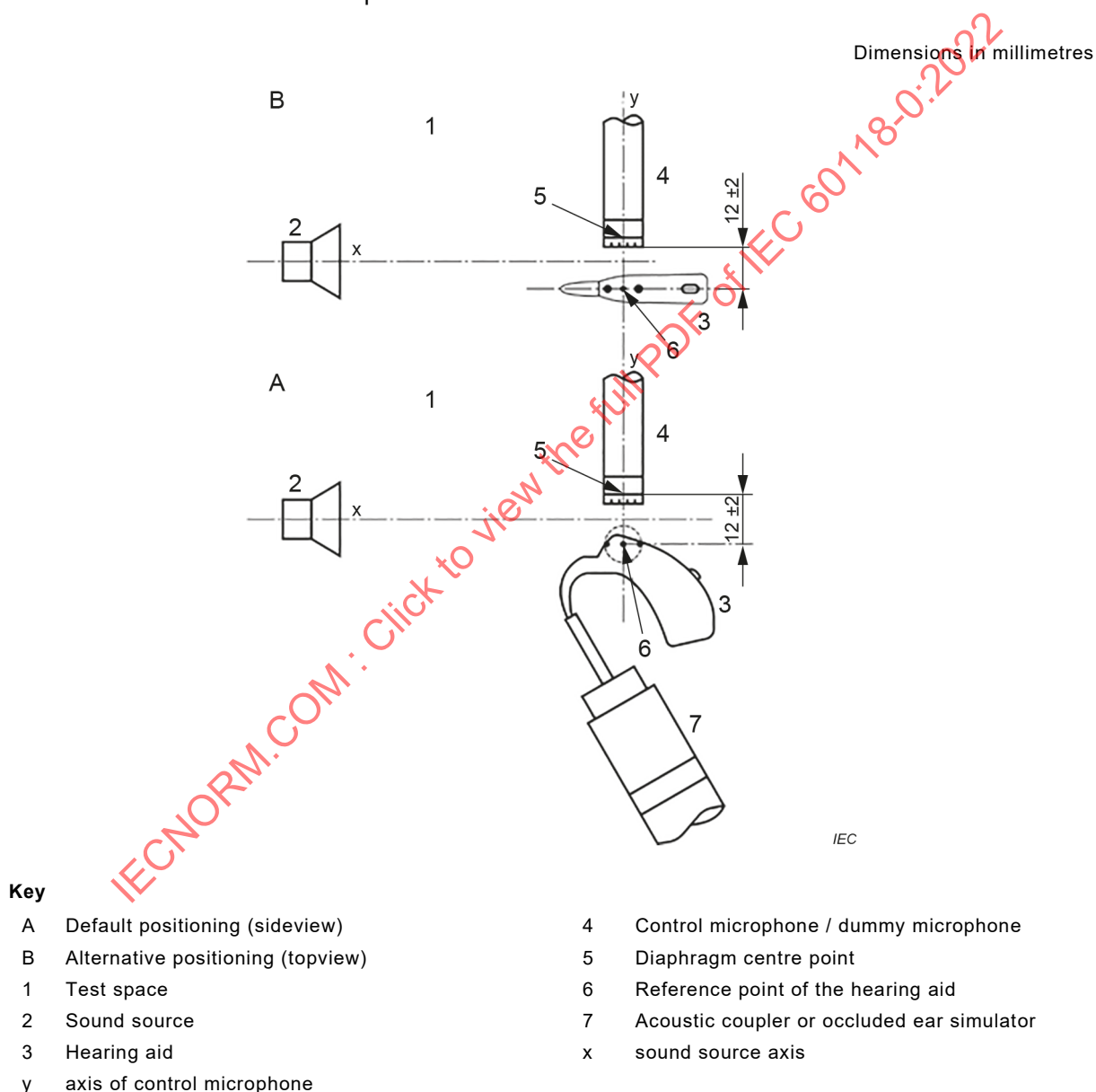


Figure 3 – Example of test arrangement for directional hearing aid

5.4 Sequential measurement method

5.4.1 The equalization of the sound field at the reference point and the hearing aid measurement shall be performed sequentially.

5.4.2 Step 1: With the hearing aid and the control microphone in place, but with the hearing aid switched off, adjust the sound source to achieve a constant level at the reference point of the hearing aid. This response is then saved.

5.4.3 Step 2: With the hearing aid and the inactive control microphone in place, perform the hearing aid measurement. For this step, the inactive control microphone optionally may be replaced by a dummy microphone of same size and form.

NOTE Sound field diffractions from the hearing aid, the attached acoustic coupler or occluded ear simulator with microphone preamplifier and from the control microphone are included in the equalization of the sound pressure level and are dependent on the distance from the hearing aid to the control microphone.

When the inactive control microphone is replaced by a dummy microphone this should be done with great care not to introduce changes in the positioning of the hearing aid, the acoustic coupler or occluded ear simulator and the microphones.

This method assumes that the sound source is stable with minimal drift. If the sound source is not sufficiently stable, step 1 should be repeated as necessary.

5.5 Other measurement methods

Annex A describes a simultaneous measurement method that may also be used. In that method the equalization and measurement of the hearing aid are done at the same time.

This simultaneous method has the disadvantage that any sound leakage from the hearing aid and/or from the tubing to the acoustic coupler or occluded ear simulator can affect the sound field measurement at the control microphone.

Annex B describes a substitution measurement method that may also be used. In that method the control microphone is substituted (replaced) for the hearing aid under test.

By using the substitution method the equalization of the sound field is measured in the absence of the hearing aid, the attached acoustic coupler or occluded ear simulator and the microphone preamplifier. Therefore, the equalization data will not include the corresponding sound field diffraction effects.

The simultaneous measurement method and substitution measurement method specified in Annex A and Annex B respectively may be used if the difference from the sequential method is negligible. If a method other than that specified in 5.4 is used, the measurement method used shall be stated.

5.6 Acoustic response measurement

Noise reduction methods for acoustic response measurement, such as narrow band filters, may be employed except for 1) measurement of equivalent input noise and 2) measurement of OSPL90. If a narrow band filter is used, the bandwidth of the filter system shall be stated.

5.7 Sound source system

The sound source (pure-tone) system, in combination with a calibrated control microphone system shall be capable of producing sound pressure levels between 50 dB and 90 dB at the test point, with a step size of 5 dB or smaller.

If the calibration of the sound source depends on ambient conditions, corrections for such dependence shall be applied and this shall be stated.

The accuracy of the sound pressure level at the test point depends upon:

- accuracy of the equalization system consisting of the control microphone with pre-amplifier and the analysis system for controlling the sound pressure level as described in 5.3. When using a simultaneous measurement method, the accuracy also depends upon the generator.
- accuracy of the sound generator and sound reproducing device (sound source). In the case when the sound pressure level at the test point is controlled sequentially (equalization data are stored), the sound generator stability will not be compensated by the equalization system.
- positioning accuracy of the control microphone relative to the hearing aid reference point as described in 5.3.2 and 5.3.3.
- sound-field deviations in the test volume as described in 5.2.2 and 5.2.3.

When using a type 1 anechoic-chamber, the level of the sound source at the test point shall be:

- a) within $\pm 0,7$ dB of the indicated value over the frequency range from 200 Hz to 2 000 Hz,
- b) within $\pm 1,0$ dB of the indicated value over the range from 2 000 Hz to 8 000 Hz,
- c) within $\pm 1,5$ dB of the indicated value over the range from 8 000 Hz to 16 000 Hz.

When using a type 2 test-box the level of the sound source at the test point shall be:

- 1) within $\pm 2,0$ dB of the indicated value over the frequency range from 200 Hz to 500 Hz,
- 2) within $\pm 1,5$ dB of the indicated value over the range from 500 Hz to 5 000 Hz.

The frequency of the sound source shall be within $\pm 0,5$ % of the indicated value. The frequency interval between data points in frequency response curves shall not exceed one-twelfth octave for log spaced data points or 100 Hz for linear spaced data points.

For frequency response and full-on gain measurements, the total harmonic distortion of the sound source shall not exceed 1 % for a sound pressure level up to and including 70 dB and 2 % for a sound pressure level greater than 70 dB and up to and including 90 dB.

For harmonic distortion measurements, the total harmonic distortion of the sound source at the frequencies of the THD measurement shall not exceed 0,5 % up to and including a sound pressure level of 70 dB and 1 % for a sound pressure level greater than 70 dB and up to and including 90 dB.

5.8 Measurement system for the sound pressure level and distortion produced by a hearing aid

The equipment for the measurement of the sound pressure level produced by the hearing aid shall fulfil the following requirements.

- a) The sound pressure level measurement system shall be accurate within $\pm 0,5$ dB at the frequency of calibration.
- b) The indication of sound pressure level relative to the indication at the frequency of calibration shall be measured with an expanded uncertainty of no more than $\pm 1,5$ dB in the range from 200 Hz to 4 000 Hz and within ± 2 dB in the range from 4 000 Hz to 16 000 Hz.
- c) For measuring the (total) difference frequency distortion down to 100 Hz as in 8.2, the indication of sound pressure level relative to the indication at the frequency of calibration shall be measured with an expanded uncertainty of no more than $\pm 2,0$ dB in the range from 100 Hz to 200 Hz.
- d) If, under certain conditions, it is necessary to use a selective measurement system in order to ensure that the response of the hearing aid to the sound source can be differentiated from inherent noise in the hearing aid, the use of the selective system shall be stated in the test report.

- e) The total harmonic distortion in the measuring equipment shall be less than 1 % for sound pressure levels up to 130 dB and less than 2 % for levels above, up to and including 145 dB.

5.9 Electrical input

To measure the response of the hearing aid for a direct electrical input, the electrical generator is connected via a cable to the electrical input of the hearing aid. If necessary, in order to improve noise immunity, an electrical attenuator at the input of the hearing aid can be used. For example, a 40 dB attenuator consisting of a 990 Ω series resistor in combination with a 10 Ω parallel resistor.

The measurement system of the electrical input level shall have an accuracy of ±1 dB at the input level measured.

5.10 Direct-current measurement system

The direct-current measurement system shall have the following characteristics:

- a) an accuracy of ±5 % of the measured DC current;
- b) direct-current voltage drop across current-measuring device < 50 mV;
- c) an impedance not exceeding 1 Ω over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz.

One method of realizing item c) above is to bypass the current meter with an 8 000 µF capacitor. The capacitor should not shunt the battery or the power supply.

5.11 Magnetic field source for SPLIV measurements

For the measurement of the SPL in a vertical magnetic field (SPLIV), the magnetic field strength produced by the magnetic loop is computed from the geometry of the loop.

NOTE 1 For example, the magnetic field strength in the centre of a square loop with a side of a metres and carrying a current of i ampere is given by:

$$H = \frac{2\sqrt{2}}{\pi} \frac{i}{a} \text{ A/m}$$

In the centre of a circular loop with a diameter of d in metres, carrying a current of i amperes, the magnetic field strength is given by:

$$H = \frac{i}{d} \text{ A/m}$$

NOTE 2 One method for producing constant current conditions is to drive the magnetic field source from a device having a constant electromotive force and an internal impedance at least 100 times greater than the magnetic field source input impedance in the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz, which, in the case of a low impedance generator, can be accomplished by a resistor connected in series with the output of the generator.

The test space shall be remote from any field-disturbing iron or other ferromagnetic material or other material in which eddy currents can be induced that could give rise to a field disturbance.

The magnetic field source shall be provided with a calibration expressing the relationship between the magnetic field strength in ampere per metre at the test point and the input current in amperes.

The magnetic field source shall be of such shape and dimensions that inside a sphere of diameter 10 cm of which the centre is the test point, the deviation from nominal values in magnitude and direction is less than ±5 % and ±10°, respectively.

NOTE 3 A square loop with a side length " a " greater than 0,5 m or a circular loop with a diameter " d " greater than 0,56 m will meet these specifications.

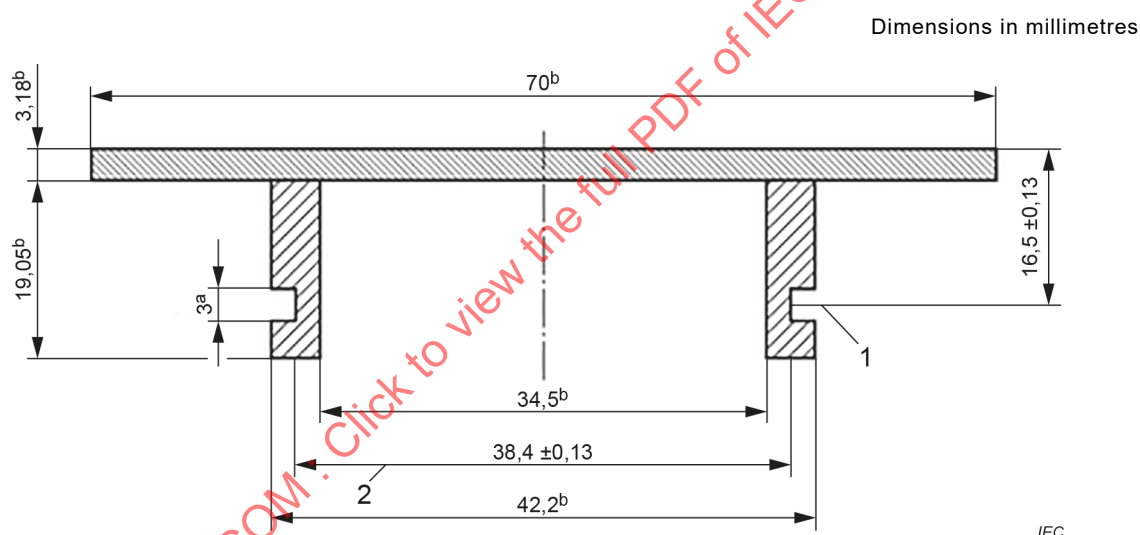
The total harmonic distortion of the magnetic field shall not exceed 1 % at any of the used loop currents.

NOTE 4 This condition will be met if the distortion of the input current is less than 1 %.

The magnetic field strength at the test point shall be maintained within an accuracy of ± 1 dB over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz.

5.12 Magnetic field source for hearing aids having induction pick-up coil for use with a telephone

For testing a hearing aid with pick-up coil for use with a telephone, a telephone magnetic field simulator (TMFS) can be used to measure the SPLITS response curve, the HFA-SPLITS and the relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS). The telephone magnetic field simulator (TMFS) is shown in Figure 4. The material of the TMFS shall not be field-disturbing iron or other ferromagnetic material or other material in which eddy currents can be induced that could give rise to a field disturbance. The suggested number of coil turns of the TMFS is 10 turns.



Key

- 1 Midpoint of coil thickness
- 2 Centre-to-centre diameter of coil
- ^a Chosen to accommodate the number of turns and wire size.
- ^b Not critical (example only).

Figure 4 – Telephone magnetic field simulator (TMFS)

6 Normal operating conditions for a hearing aid

6.1 General

The normal operating conditions apply for measurements where no other conditions are specified.

6.2 Battery or supply voltage

A suitable power supply that simulates the voltage and internal impedance of real batteries is preferred. Alternatively, an actual battery of the type recommended by the manufacturer for use in the hearing aid may be employed.

For the battery simulator, the open circuit voltages and series internal resistors given in Table 2 shall be used. The type of power source used shall be stated. In the event that another type of (rechargeable) battery will be simulated, the used series resistor and open circuit voltage shall be stated. The open circuit voltage is the supply voltage with the hearing aid disconnected.

Table 2 – Resistors and open circuit voltages for zinc-air battery simulators

Battery type IEC/ANSI designation	Series resistor Ω	Open circuit voltage V
PR521/5A	8,2	1,3
PR70/10A	6,2	1,3
PR41/312	6,2	1,3
PR48/13	6,2	1,3
PR44/675	3,3	1,3
Tolerance of open circuit voltage: $\pm 0,05$ V		
Tolerance of series resistor: ± 5 %		

6.3 Settings of controls

6.3.1 General

For the purpose of setting of controls, the required measurements shall be made using a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5 over the frequency range of 200 Hz to 5 000 Hz.

6.3.2 Full-on setting (FOS)

The manufacturer shall specify the full-on setting (FOS) used for testing by providing test settings, a set of programmed settings or by reference to physical control settings.

The hearing aid shall be set full-on to provide highest gain within the frequency range of the hearing aid. The output limiter shall be set to provide maximum output level.

The tone control shall be set to give the widest achievable frequency range.

Where possible, the AGC function of AGC hearing aids shall be set to have minimum effect for all tests except those of 8.5. For the tests of 8.5, the AGC function shall be set to have maximum effect. For the purposes of this document, both compression and expansion shall be considered as a part of the AGC function.

Other adaptive features, such as some noise suppression, and feedback suppression systems etc., which can affect the validity of measurements made with steady-state pure-tone signals, shall be disabled. If it is not possible to disable all adaptive features, it shall be stated clearly which functions could not be disabled partly or fully.

6.3.3 Reference test setting (RTS)

The manufacturer shall specify the hearing aid setting for RTS by providing test settings, a set of programmed settings or by reference to physical control settings.

The hearing aid settings shall fulfil the definition of RTS defined in Clause 3.

NOTE The fulfilment of the definition of RTS is usually achieved by reducing the overall gain relative to FOS.

The RTS shall be determined using the 2 cm³ coupler specified in IEC 60318-5, regardless of whether the coupler or ear simulator is used for the measurement.

Where possible, the AGC function of AGC hearing aids shall be set to have minimum effect for all tests except for those of 8.5. For the tests of 8.5, the AGC function shall be set to have maximum effect. For the purposes of this document, both compression and expansion shall be considered as part of the AGC function.

Other adaptive features, such as some noise suppression, and feedback suppression systems etc., which can affect the validity of measurements made with steady-state pure-tone signals, shall be disabled. If it is not possible to disable all adaptive features, the functions that cannot be disabled partly or fully shall be stated.

6.4 Ambient conditions

Actual conditions in the test space at the time of test should be within the following ranges, and shall be stated:

Temperature:	23 °C ± 8 °C
Relative humidity:	0 % to 80 %
Atmospheric pressure:	101,3 ⁺⁵ ₋₂₀ kPa

If other conditions apply, these conditions shall be stated.

6.5 Acoustical connection to the hearing aid

Different hearing aid sound outlet systems such as insert earphones, ear-hook type or sound tubing, may be employed. Depending on the acoustic coupler or occluded ear simulator used, the appropriate clause(s) of IEC 60318-5, IEC 60318-4 or IEC 60318-8 apply.

The acoustical connection to the hearing aid shall be stated.

6.6 Accessories

For accessories used in connection with the hearing aid, the particular accessories shall be stated.

7 Basic acoustic hearing aid measurements

7.1 General

Basic measurements in this Clause 7 shall be performed using an acoustic coupler or occluded ear simulator over the indicated frequency range as stated in 4.2. The coupler or occluded ear simulator used shall be stated.

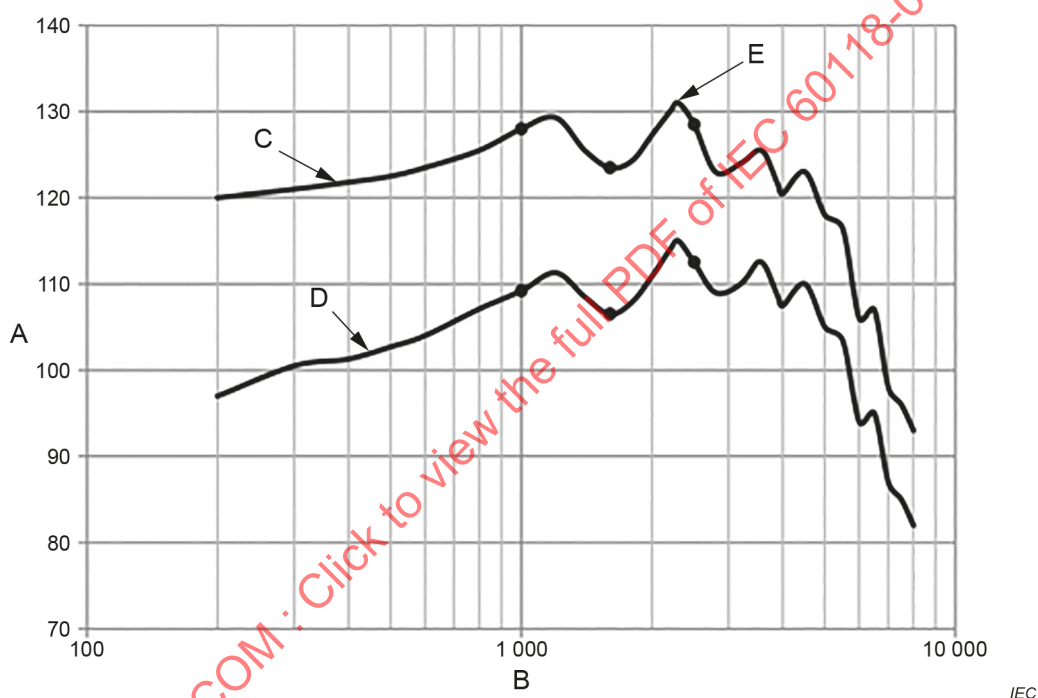
7.2 Frequency response curves

All published frequency response curves shall be plotted on a grid having a linear decibel ordinate scale and a logarithmic frequency abscissa scale with the length of one decade on the abscissa equal to the length of 50 dB ± 2 dB on the ordinate as per IEC 60263.

7.3 OSPL90 frequency response curve

The test procedure for the output sound pressure level frequency response curve for an input sound pressure level of 90 dB (OSPL90 frequency response curve) is as follows.

- Program the hearing aid to full-on setting (FOS) as stated in 6.3.2.
- Keeping the input sound pressure level constant at 90 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range under test (see Table 1). Measure and record the OSPL90 frequency response curve so obtained. The measurement shall be performed at all frequencies using a wideband detector without selective filtering. The OSPL90 frequency response shall include the full output response of a hearing aid including any nonlinear distortion.
- From this data, obtain the maximum OSPL90 (Figure 5).
- Calculate the HFA-OSPL90 as the average of the OSPL90 values at the HFA frequencies (Figure 5).



Key

- A Hearing aid output (SPL, in decibels)
- B Frequency (in hertz)
- C OSPL90 curve
- D Basic frequency response curve
- E Maximum OSPL90

Figure 5 – Example of OSPL90 curve and basic frequency response curve

7.4 Full-on gain frequency response curve

The test procedure is as follows.

- Set the hearing aid to FOS as stated in 6.3.2.
- Keeping the input sound pressure level constant at 50 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range under test. Measure the acoustic coupler or occluded ear simulator SPL versus frequency.

- c) Record the full-on gain frequency response curve as the level difference obtained by subtracting 50 dB from the acoustic coupler or occluded ear simulator SPL versus frequency.
- d) From the full-on gain frequency response curve, calculate the HFA full-on gain (HFA-FOG) as the average of the full-on gain values at the HFA frequencies.

Optionally, from the full-on gain frequency response curve, obtain the maximum full-on gain value.

7.5 Basic frequency response curve

7.5.1 Test procedure

The test procedure is as follows.

- a) Set the hearing aid setting to the RTS as stated in 6.3.3.
- b) Keeping the input sound pressure level constant at 60 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range under test. Measure and record the basic frequency response curve (Figure 6).
- c) Optionally, repeat the measurement and recording for other values of the input sound pressure level to show the behaviour of the hearing aid at various input levels.

For directional hearing aids, the measurement can be made at multiple orientations relative to the reference orientation described in 5.3.3.

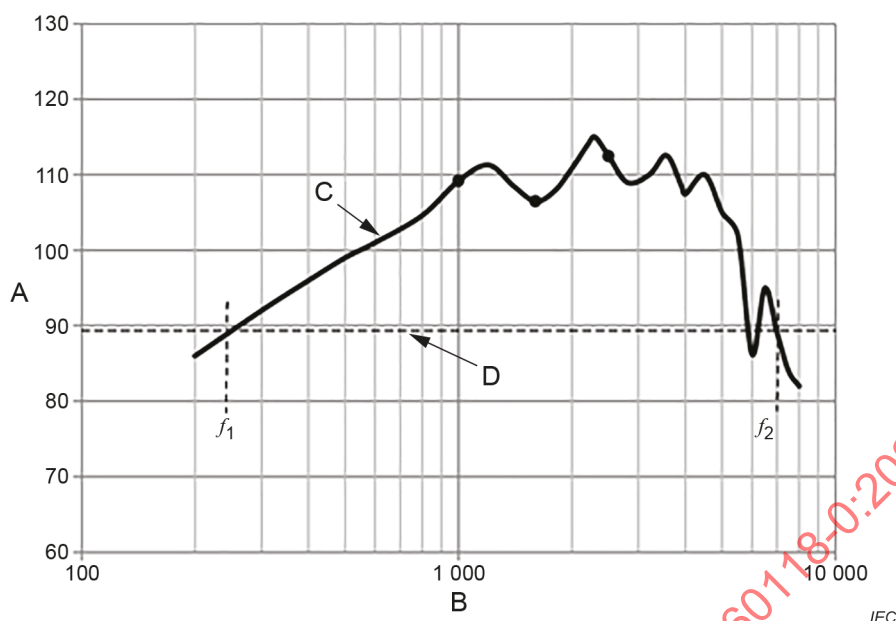
7.5.2 Frequency range of amplification

The test procedure is as follows.

- a) From the basic frequency response curve calculate the HFA output level.
- b) Determine the lowest (f_1) and highest (f_2) frequencies at which the frequency response curve is equal to the HFA output level minus 20 dB (see Figure 6). In the case where there are multiple crossings of the response curve with the HFA minus 20 dB level, the f_1 shall be selected as the lowest frequency where the response is above the line and the f_2 shall be chosen as the highest frequency where the response is above the line.
- c) The frequency range is from f_1 to f_2 .

If f_1 and f_2 cannot be determined because they would fall outside the frequency range, they can be shown as $f_1 \leq 200$ Hz and $f_2 \geq 5\,000$ Hz, $\geq 8\,000$ Hz, or $\geq 16\,000$ Hz.

The frequency range of amplification is stated for information purposes only.



Key

- A Hearing aid output (SPL, in decibels)
- B Frequency (in hertz)
- C Basic frequency response curve
- D Line of HFA minus 20 dB level

Figure 6 – Example of determination of frequency range from basic frequency response curve

7.5.3 Reference test gain (RTG)

Report the reference test gain as the HFA gain with the hearing aid setting at RTS and an input SPL of 60 dB. The RTG is stated for information purposes only.

7.6 Total harmonic distortion

For the purpose of this document the total harmonic distortion THD [%] is calculated as:

$$\text{THD [\%]} = 100 \sqrt{(p_2^2 + p_3^2) / p_1^2}$$

where

- p_1 is the sound pressure of the fundamental in the acoustic coupler or occluded ear simulator;
- p_2, p_3 is the sound pressure of the second and third harmonics in the acoustic coupler or occluded ear simulator.

NOTE The p symbols above are sound pressures in [Pa] not SPLs in [dB].

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the hearing aid setting to the RTS as stated in 6.3.3.
- b) Measure and state total harmonic distortion THD [%] at the frequencies and levels as outlined in Table 3 (the frequencies actually used shall be stated). The harmonics p_2 and p_3 shall be included, provided these are within the frequency range under test.
- c) If the basic frequency response curve rises 12 dB or more between any distortion test frequency and its second harmonic, distortion tests at that frequency may be omitted.

Table 3 – Distortion test frequencies and input sound pressure levels

Distortion test frequency	Input SPL
500 Hz	70 dB
800 Hz	70 dB
1 600 Hz	65 dB
3 200 Hz	60 dB

Care should be taken when measuring the total harmonic distortion, as errors can be caused by spurious signals such as noise and hum.

8 Special hearing aid measurements

8.1 General

Special hearing aid measurements in this Clause 8 shall be performed using the 2 cm³ coupler in accordance with IEC 60318-5 over the indicated frequency ranges as stated in 4.3. The 0,4 cm³ coupler according to IEC 60318-8 can also be applied when responses above 8 kHz can be relevant to characterize a hearing aid or for a deeply inserted hearing aid. For (total) difference frequency distortion measurements as in 8.2 the 2 cm³ coupler and the 0,4 cm³ coupler can also be used to measure distortion products down to 100 Hz.

8.2 Difference frequency distortion

8.2.1 Difference frequency distortion products

Difference frequency distortion is measured using an input acoustic stimulus composed of two equal level pure tones at frequencies f_1 and f_2 , f_2 being a greater frequency than f_1 . The levels of the negative second order ($f_2 - f_1$), the negative third order ($2f_1 - f_2$) and the positive third order ($2f_2 - f_1$) difference frequency distortion products shall be measured and expressed in % or dB relative to the sum of the sound pressure amplitudes at f_1 and f_2 . The difference frequency distortion products are calculated as:

$$D_{DF\ 2-} = 100 \frac{|p(f_2 - f_1)|}{|p(f_1)| + |p(f_2)|},$$

$$D_{DF\ 3-} = 100 \frac{|p(2f_1 - f_2)|}{|p(f_1)| + |p(f_2)|},$$

$$D_{DF\ 3+} = 100 \frac{|p(2f_2 - f_1)|}{|p(f_1)| + |p(f_2)|},$$

where

D_{DFi} is the i^{th} order difference frequency distortion product, expressed in percent (%);

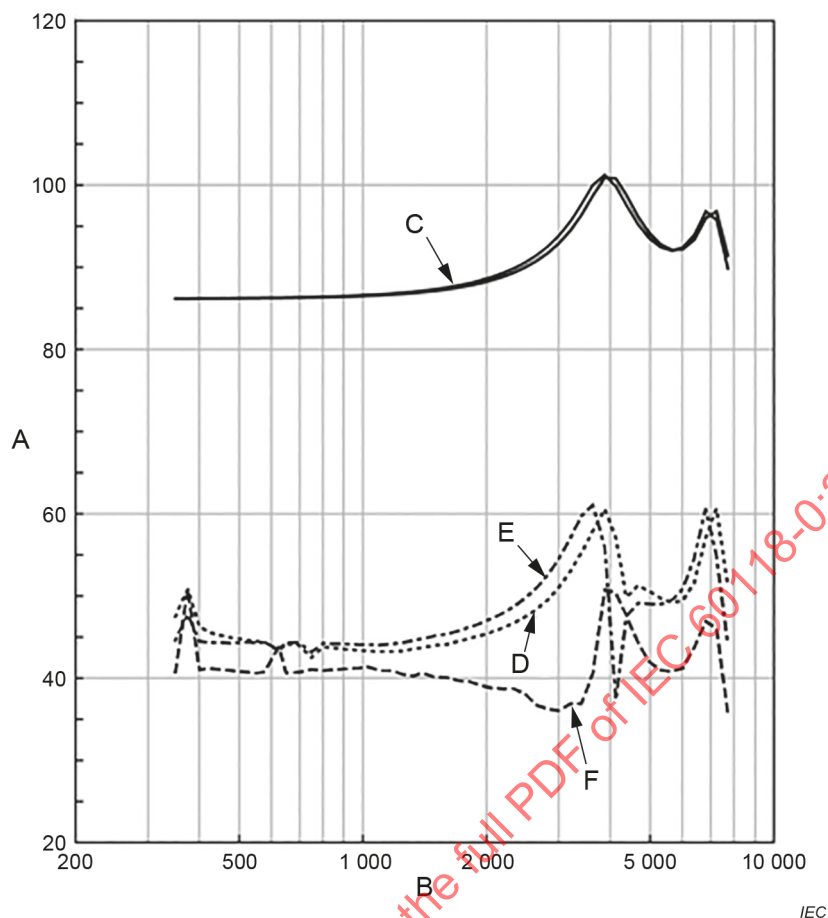
$p(f)$ is the sound pressure at frequency f , expressed in Pa.

Difference frequency distortion products may be expressed in decibels as $20\log_{10}(D_{DFi}/100)$.

The test procedure is as follows.

- a) Set the hearing aid setting to RTS as stated in 6.3.3.
- b) Select a suitable number of frequencies f_2 in the range 350 Hz to 8 000 Hz. For a constant linear frequency format, 100 Hz frequency resolution is recommended. For log frequency format, frequencies in the ISO R40 (one-twelfth octave) series are recommended. The measured distortion products shall be plotted at f_2 .
- c) Adjust frequency f_1 such that $\Delta f = f_2 - f_1 = 125$ Hz.
- d) Adjust the level of each stimulus tone at f_1 and f_2 to 62 dB SPL.
- e) Measure the output sound pressure of the fundamentals at f_1 and f_2 and the difference frequency output distortion products $f_2 - f_1$ (–2nd order), $2f_2 - f_1$ (3rd order) and $2f_1 - f_2$ (–3rd order) with a suitable filter. The output level of the filter should decrease by at least 10 dB when signal f_1 is switched off. If the distortion level is very low the signal cannot decrease by at least 10 dB. In that case the distortion will be reported as less (<) than the measured filter output level. The bandwidth of the filter should be stated. An example of the measured difference frequency output sound pressure levels is given in Figure 7.
- f) Plot the difference frequency distortion products in % or dB as a function of f_2 . See example in Figure 8.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022



Key

- A Output sound pressure level (in dB SPL)
- B Frequency f_2 (in hertz)
- C Fundamental SPL (at f_1 and f_2)
- D -3^{rd} order SPL
- E $+3^{\text{rd}}$ order SPL
- F -2^{nd} order SPL

Figure 7 – Example of fundamental and difference frequency distortion products

8.2.2 Total difference frequency distortion

From the measurements in 8.2.1, the total difference frequency distortion is calculated as:

$$D_{\text{DF}} = \sqrt{D_{\text{DF } 2-}^2 + (D_{\text{DF } 3-} + D_{\text{DF } 3+})^2}$$

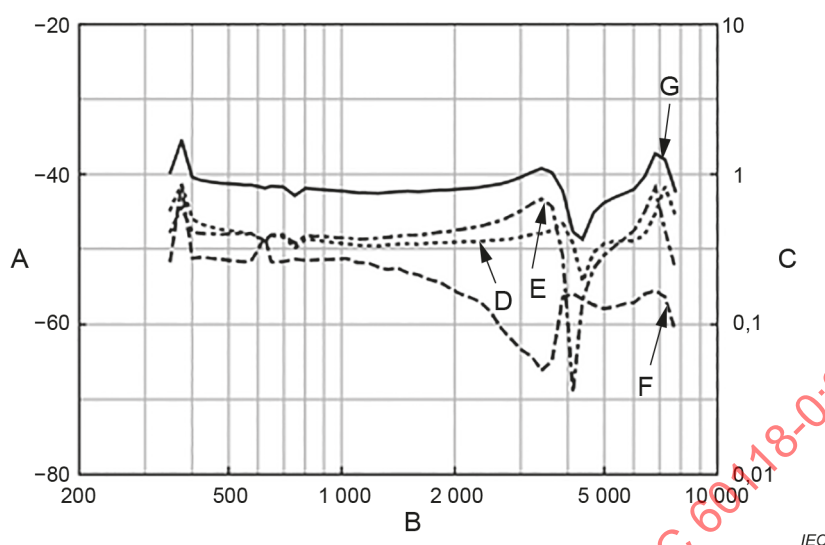
where

D_{DF} is the total difference frequency distortion, expressed in percent (%);

$D_{\text{DF } i}$ is the i^{th} order difference frequency distortion product as measured in 8.2.1, expressed in percent (%).

Total difference frequency distortion may be expressed in decibels as $20\log_{10}(D_{\text{DF}}/100)$. Additional difference frequency distortion products may be included in the total difference frequency distortion in accordance with IEC 60268-2. If so, this shall be stated.

The total difference frequency distortion may be plotted as a function of f_2 , either in units of percent (%) or decibels (dB). Figure 8 gives an example.



Key

- A Difference frequency distortion (in dB)
- B Frequency f_2 (in hertz)
- C Difference frequency distortion (in %)
- D -3^{rd} order difference frequency distortion
- E $+3^{\text{rd}}$ order difference frequency distortion
- F -2^{nd} order difference frequency distortion
- G Total difference frequency distortion

Figure 8 – Example of total difference frequency distortion

8.3 Equivalent input noise (EIN)

The broadband equivalent input noise (EIN) is measured as follows.

- a) With the sound source switched off, the sound pressure level of the ambient noise in the test space at the reference point of the hearing aid is measured using a measurement bandwidth of 200 Hz to 8 000 Hz and an averaging time of at least 0,5 s. The ambient noise in the test space shall be at least 10 dB below the EIN as calculated in f).
- b) Set the hearing aid to RTS as stated in 6.3.3.
- c) Determine the HFA gain (HFA-50) for an input SPL of 50 dB.
- d) Switch off the input sound source.
- e) Measure the total steady-state output noise sound pressure level (L_n) using a measurement bandwidth of 200 Hz to 8 000 Hz and an averaging time of at least 0,5 s. To determine that the test equipment noise is adequately low, the measured noise should decrease by at least 10 dB when the hearing aid is turned off.
- f) Calculate the equivalent input noise level according to the following formula:

$$\text{EIN} = L_n - H$$

where

L_n is the output noise level measured in e);

H is HFA-50.

For measuring the ambient noise level at the reference point, a low noise microphone (e.g. WS1P type) may be required, instead of using the control microphone.

If low-level expansion is active in the hearing aid during the measurement, this condition shall be stated by the manufacturer.

8.4 Equivalent input noise in one-third-octave bands (EIN-one-third-octave)

The equivalent input noise measured as a function of frequency in the range of measurement 200 Hz to 8 000 Hz is measured in one-third-octave bands by the test procedure as follows.

- a) With the sound source switched off, the sound pressure level of the ambient noise in the test space at the reference point of the hearing aid is measured in one-third-octave bands with centre frequencies in the range of measurement. The ambient noise in the test space shall be at least 10 dB below the equivalent input noise level as calculated in g) in each third-octave band.
- b) With the hearing aid and the sound source switched off, the spectrum of the test equipment noise is measured in one-third-octave bands with centre frequencies in the range of measurement. The test equipment noise shall be at least 10 dB below the output noise level as measured in f).
- c) Set the hearing aid to RTS and set other controls as stated in 6.3.3.
- d) Determine the acoustic gain for pure tones (G) as the difference between the output and input sound pressure levels at the centre frequencies of the one-third-octave filters in the range of measurement for an input sound pressure level of 50 dB. An example is shown in Figure 9.
- e) Switch off the input sound source.
- f) Measure the hearing aid output noise sound pressure level for one-third-octave bands (L_n) with centre frequencies in the range of measurement. An example is shown in Figure 10.
- g) Calculate the equivalent input noise level for each one-third-octave band according to the following formula:

$$\text{EIN3} = L_n - G$$

where

EIN3 is the EIN-one-third-octave;

L_n is the output noise level measured in f);

G is the pure-tone gain measured in d).

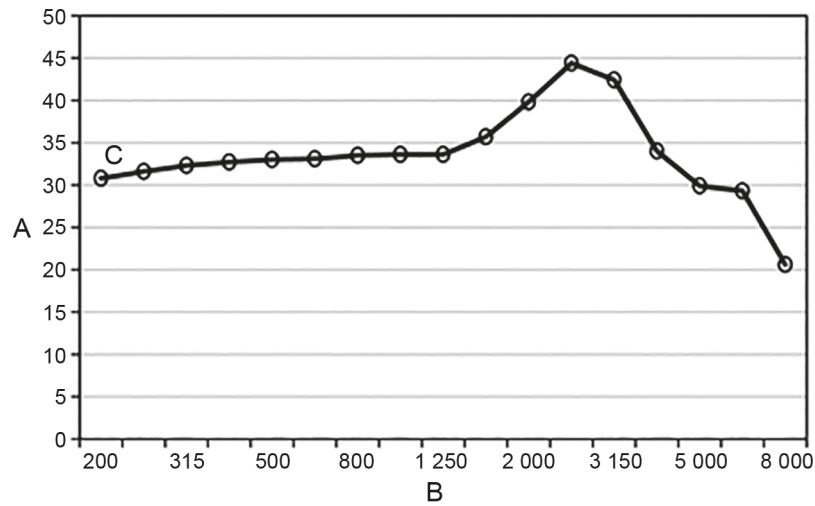
An example is shown in Figure 11.

Results for which the test equipment noise measured in b) is not 10 dB or more below the output noise measured in f) and/or the ambient noise measured in a) is not 10 dB or more below the equivalent input noise calculated in g) should be removed or be marked as invalid.

Measurements in a), b), d) and f) may be carried out by continuous recording.

For measuring the ambient noise level at the reference point, a low noise microphone (e.g. WS1P type) may be required.

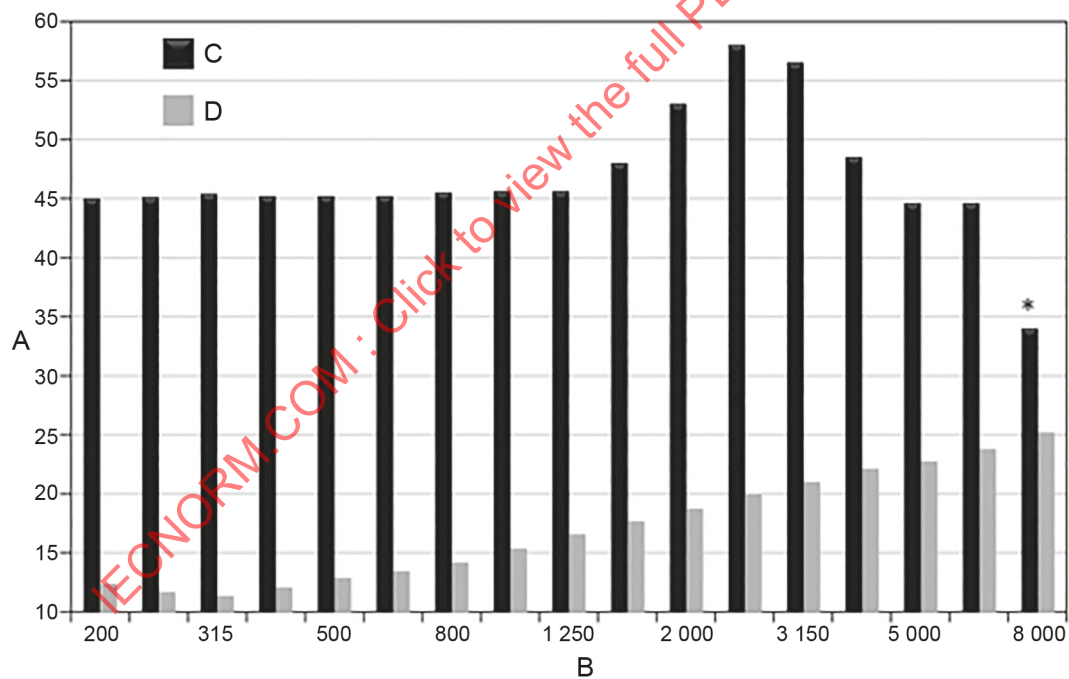
If low-level expansion is active in the hearing aid during the measurement, this condition shall be stated by the manufacturer.



Key

- A Gain (in decibels)
- B One-third-octave-band centre frequency (in hertz)
- C Hearing aid gain response

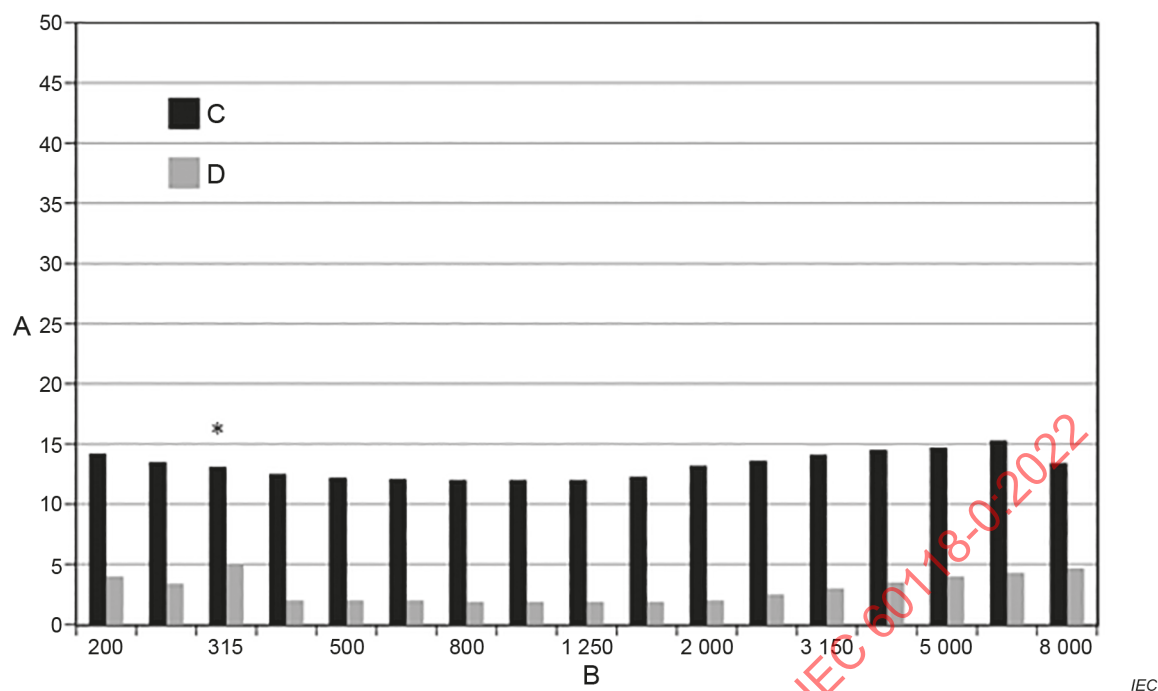
Figure 9 – Example of hearing aid acoustic gain



Key

- A Noise (SPL, in decibels)
- B One-third-octave-band centre frequency (in hertz)
- C Hearing aid output noise (* = invalid)
- D Test equipment noise

Figure 10 – Example of hearing aid output noise and test equipment noise



Key

- A Noise (SPL, in decibels)
- B One-third-octave-band centre frequency (in hertz)
- C Hearing aid equivalent input noise (* = invalid)
- D Ambient noise

Figure 11 – Example of hearing aid equivalent input noise and ambient noise

8.5 Measurements of AGC hearing aids

8.5.1 General

These measurements are performed at 2 000 Hz but may also be performed at other frequencies in the range from 200 Hz to 8 000 Hz.

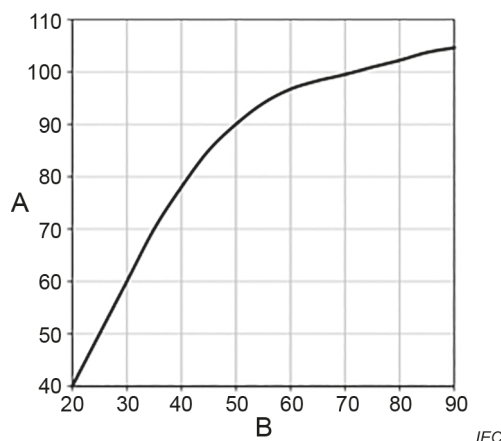
The selected frequencies shall be stated.

8.5.2 Steady-state input-output characteristics

The test procedure is as follows.

- a) Set the hearing aid to RTS and set other controls as stated in 6.3.3.
- b) Measure the acoustic coupler SPL for input sound pressure levels in the range from 50 dB or lower to at least 90 dB, in steps not greater than 5 dB, at each of the selected AGC test frequencies.
- c) Plot the output SPL versus input SPL; use linear decibel scales and same size divisions for ordinate and abscissa. An example is given in Figure 12.

The duration of each of the steps should be long enough to allow the output sound pressure level to reach steady-state conditions.



Key

A Output (SPL, in decibels)

B Input (SPL, in decibels)

Figure 12 – Example of a steady-state input-output characteristic

8.5.3 AGC characteristics (attack and release time)

The test procedure is as follows.

- Set the hearing aid to RTS and set other controls as stated in 6.3.3.
- Select an AGC test frequency with the input SPL level alternating between 55 dB and 90 dB.
- Measure acoustic coupler SPL over time; the duration at each level has to be long enough to allow the output SPL to reach steady-state conditions.

NOTE To display the output SPL over time an oscilloscope can be connected to the measuring amplifier.

- Determine the attack time from the time plot of the envelope of acoustic output.
- The attack time is defined as the time span from the level change from 55 dB to 90 dB SPL to the point where the SPL has stabilized within 3 dB.
- Determine the release time from the time plot of the envelope of acoustic output.
- The release time is defined as the time taken for the level to fall from 90 dB to 55 dB SPL, to the point where the level has stabilized to within 4 dB.

8.6 Effects of tone control and gain control

8.6.1 Basic frequency response: effect of tone control

The test procedure is as follows.

- Set the tone control to the required setting.
- Set the hearing aid to RTS as stated in 6.3.3.
- Keeping the input sound pressure level constant at 60 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range under test. Measure and record the basic frequency response curve so obtained.
- Repeat the test in c) with the various tone control settings to be tested.

8.6.2 Frequency response: effect of gain control position

The test procedure is as follows.

- Proceed as stated in 7.5.1 a), b) and c).
- Set the gain control from the full-on position downward in approximately 10 dB steps at 1 600 Hz.

- c) Keeping the input sound pressure level constant at 60 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range under test. Measure and record the frequency response curve so obtained.
- d) Repeat the test in c) with the various gain control settings to be tested.

8.6.3 Characteristics of the gain control

The test procedure is as follows.

- a) Set the hearing aid to FOS as stated in 6.3.2.
- b) Adjust the input SPL to 60 dB.
- c) Adjust the frequency to 1 600 Hz.
- d) Determine the acoustic gain.
- e) Repeat the test with a sufficient number of gain control settings to cover its full range.
- f) Plot the acoustic gain relative to the full-on gain versus settings of the gain control, using a linear scale for the position of the gain control.

8.7 Battery related measurements

8.7.1 General

A suitable power supply that simulates the voltage and internal impedance of real batteries for use in hearing aids shall be used. The type of power source used shall be stated.

The open circuit voltages and series internal resistors given in Table 2 shall be used. In the event that another type of (rechargeable) battery will be simulated, the used series resistor and open circuit voltage shall be stated. The open circuit voltage is the supply voltage with the hearing aid disconnected.

The measurements in this Subclause 8.7.1 do not apply to hearing aids with a permanently enclosed rechargeable battery, unless this rechargeable battery will be disconnected.

8.7.2 Battery current measurement

- a) Set the hearing aid to RTS as stated in 6.3.3.
- b) Measure the current with an input SPL of 65 dB at 1 000 Hz. The current measurement system shall conform to 5.10.

The battery current measurement is not representative of actual use conditions and therefore should not be used for comparing performance between different hearing aid models.

8.7.3 Effects of variation of battery or supply voltage and internal resistance

8.7.3.1 Full-on gain response

The test procedure is as follows.

- a) Set the hearing aid to FOS as stated in 6.3.2.
- b) Adjust the frequency to 1 600 Hz.
- c) Adjust the input SPL to 50 dB.
- d) Determine the acoustic gain.
- e) Repeat the test for various values of the supply voltage within the specified voltage range for normal operation of the battery.
- f) Plot the acoustic gain relative to the full-on gain obtained at normal battery voltage versus voltage.
- g) Repeat the test at a constant supply voltage for various values of the internal resistance within the resistance range of interest for the battery recommended for the hearing aid.

- h) Plot the acoustic gain relative to the gain obtained at normal internal resistance versus internal resistance.

8.7.3.2 OSPL90

The test procedure is as follows.

- a) Set the hearing aid to FOS as stated in 6.3.2.
- b) Adjust the frequency to 1 600 Hz.
- c) Adjust the input SPL to 90 dB.
- d) Measure the OSPL90.
- e) Repeat the test for various values of the supply voltage within the voltage range of the hearing aid.
- f) Plot the OSPL90 values relative to the value obtained at normal battery voltage, versus voltage.
- g) Repeat the test at a constant supply voltage for various values of the internal resistance within the resistance range of interest for the battery recommended for the hearing aid.
- h) Plot the OSPL90 values relative to the value obtained at normal internal resistance versus internal resistance.

8.7.3.3 Total harmonic distortion

Repeat the procedure described in 7.6 using appropriate battery or supply voltages within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

Repeat the procedure described in 7.6 using various values of the internal resistance within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

8.7.3.4 Difference frequency distortion

Repeat the procedure described in 8.2 using appropriate battery or supply voltages within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

Repeat the procedure described in 8.2 using various values of the internal resistance within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

9 Special measurements for hearing aids having non-acoustical inputs

9.1 General

Hearing aids can have non-acoustical inputs such as an induction pick-up coil (telecoil), direct electrical input, or wireless input.

Special hearing aid measurements in this Clause 9 shall be performed by the 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5 over the indicated frequency range as stated in 4.3. The 0,4 cm³ acoustic coupler can also be applied when responses above 8 kHz can be relevant to characterize a hearing aid or when for a deeply inserted hearing aid. The use of the 0,4 cm³ acoustic coupler shall be stated.

9.2 Equivalence of output levels for a non-acoustical input

When a hearing aid is worn on the head, sound waves are diffracted by the body, head and ear that modify the acoustical microphone input level relative to a free sound field condition. This effect is referred to as microphone location effect (MLE). The measurement of the microphone location effect for simulated in situ conditions is described in IEC 60118-8. Examples of MLE response curves for various types of hearing aids are provided in Annex A of IEC 60118-8:2005. This effect is only present for the acoustic input path and not for the non-acoustic input path. Therefore, when measured according to this document, equivalency is achieved when the output level for the non-acoustic path, in comparison to the acoustic path, is added with the amount of MLE.

NOTE 1 When plotting SPL due to non-acoustic inputs, such as SPLIV, it is useful to include in the same graph the basic frequency response curve for reference. On that it is noted that the MLE is not included when comparing.

NOTE 2 Annex C provides a description for the equivalence of the basic response curves when the hearing aid is having an acoustical or a non-acoustical input. With a known microphone location effect (MLE) it is possible to characterize the equivalency of inputs with the methods of this document.

9.3 Measurement setup for "Wireless" input (WL)

9.3.1 General

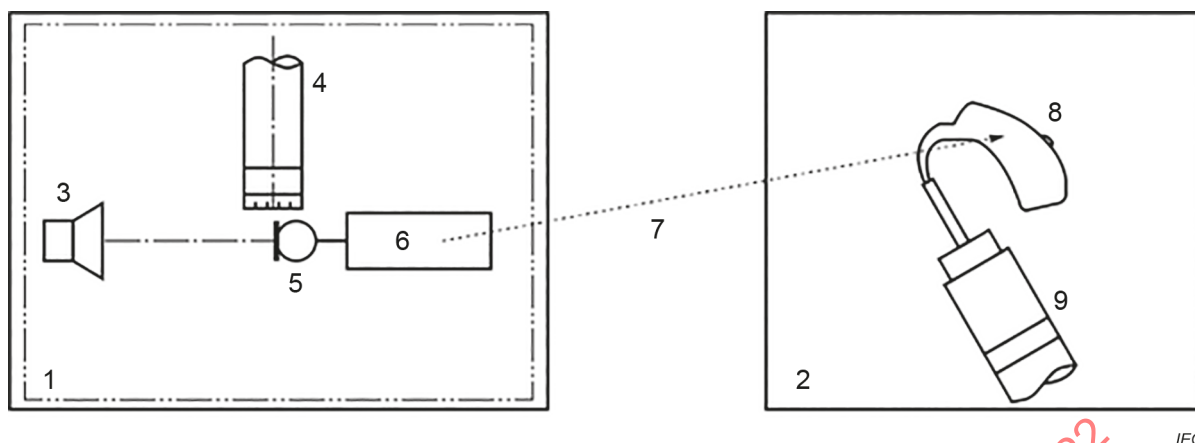
Systems having a wireless input shall be measured by applying an acoustic input signal to the microphone of the wireless transmitter microphone and measurement of the acoustic coupler SPL at the hearing aid output. The same acoustic input levels are used as used for the normal measurements using the hearing aid microphone as input port.

9.3.2 Measurement setup

The measurement setup is as follows.

- a) The wireless transmitter is placed in the test space of a type 1 or type 2 test enclosure as described in 5.2 and with the wireless transmitter microphone in an orientation reflecting actual use.
- b) The control microphone is placed close to the sound inlet port of the wireless transmitter microphone at a distance of $5\text{ mm} \pm 3\text{ mm}$. If this distance cannot be achieved or when the location of the sound inlet port cannot be located, the actual position of the control microphone shall be stated.
- c) The hearing aid with wireless input is connected to an acoustic coupler and placed in a test enclosure that is sufficiently isolated from unwanted stimuli as described in 5.2.1.
- d) The wireless transmitter is switched on and the hearing aid is switched to wireless input operating mode.

If the hearing aid can pick up wireless and acoustic signals simultaneously, care should be taken that no acoustic signal from test enclosure 1 can leak to the hearing aid. If necessary and as shown in Figure 13 the measurement can be performed in two separate test enclosures.



Key

- 1 Type 1 or 2 test enclosure
- 2 Acoustic shielded test enclosure
- 3 Sound source
- 4 Control microphone / dummy microphone
- 5 Wireless transmitter microphone or sound inlet port
- 6 Wireless transmitter
- 7 Wireless link
- 8 Hearing aid
- 9 Acoustic coupler

Figure 13 – Measurement setup for wireless input

9.3.3 Wireless basic frequency response SPLWL

The basic wireless frequency response (SPLWL) shall be measured in a similar procedure as given in 7.5.1 with setting of controls to the RTS as stated in 6.3.3.

9.3.4 HFA-SPLWL

The test procedure for the HFA-SPLWL is as follows.

- a) Perform the SPLWL measurements at the three HFA frequencies as described in 9.3.3.
- b) Calculate the HFA-SPLWL as the average of the SPLWL at the three HFA frequencies.

9.3.5 Frequency response with full-on setting

The full-on frequency response test procedure is identical to the procedure given in 7.4 with setting of controls to FOS as per 6.3.2.

9.3.6 Equivalent wireless input sensitivity level (EWLS)

The equivalent wireless input sensitivity level (EWLS) is calculated in dB as:

$$EWLS = W - (RTG + 60)$$

where

W is the HFA-SPLWL.

NOTE When the EWLS = 0 dB it means that the wireless signal corresponds to an acoustic input at the microphone of 60 dB SPL at the HFA frequencies (in free-field simulated conditions). The target value for equivalent sensitivity of acoustic input and wireless input (EWLS) depends on the hearing aid style and can substantially differ from 0 dB. See Annex C.

9.4 Hearing aids with electrical input

9.4.1 General

The equivalency of electrical input sensitivity EEIS is that an electric signal of 0,67 mV (–64 dBV) corresponds to an acoustic input at the microphone of 60 dB SPL at the HFA frequencies.

NOTE The electric input signal for measuring hearing aids with electric input has been changed to 0,67 mV, which replaces the 2 mV value as used in previous editions of this document. The 0,67 mV will correspond to an acoustic input at the microphone of 60 dB SPL at the HFA frequencies (in previous editions of this document, this value was 70 dB SPL).

For all measurements the hearing aid is switched to the electrical input operating mode.

9.4.2 Basic frequency response (SPLEI)

The basic electric input frequency response (SPLEI) is measured in a similar procedure as given in 7.5.1 with setting of controls to the RTS as stated in 6.3.3. Adjust the electric input signal to 0,67 mV (–64 dBV).

NOTE The electric input signal for measuring the SPLEI has been changed to 0,67 mV, which replaces the 2 mV value as used in previous editions of this document.

9.4.3 HFA-SPLEI

The test procedure for the HFA-SPLEI is as follows.

- a) Perform the SPLEI measurements at the three HFA frequencies as described in 9.4.2.
- b) Calculate the HFA-SPLEI as the average of the SPLEI at the three HFA frequencies.

9.4.4 Frequency response with full-on setting

The full-on frequency response test procedure is identical to the procedure given in 7.4 with setting of controls as per 6.3.2. Adjust the electric input signal to 0,67 mV (–64 dBV).

NOTE The electric input signal for measuring the frequency response at full-on hearing aid setting has been changed to 0,67 mV, which replaces the 2 mV value as used in previous editions of this document.

9.4.5 Equivalent electrical input sensitivity level (EEIS)

The equivalent electrical input sensitivity level (EEIS) is calculated in dB as:

$$EEIS = E - (RTG + 60)$$

where

E is the HFA-SPLEI.

NOTE When the EEIS = 0 dB it means that an electric input signal of 0,67 mV (–64 dBV) corresponds to an acoustic input at the microphone of 60 dB SPL at the HFA frequencies (in free-field simulated conditions). The target value for equivalent sensitivity of acoustic input and electric input (EEIS) depends on the hearing aid style and can substantially differ from 0 dB. See Annex C.

9.4.6 Connector system for electrical input

Use of one of the three-terminal connector systems (the three-terminal polarized plug or the three-terminal circular connector system) specified in IEC 60118-12 is required.

The pins of the three-terminal polarized plug shall have the following electrical functions:

- thick pin: common;
- mid-pin: supply voltage (if used);

- third pin: signal.

The pins of the three-terminal circular connector system shall have the following electrical functions:

- pin 1: common;
- pin 2: supply voltage (if any);
- pin 3: signal.

9.5 Hearing aids having induction pick-up coil in a vertical magnetic field

9.5.1 General

All measurements shall be made in a vertical magnetic field generated by a magnetic loop with the hearing aid placed as normally worn on the ear. The hearing aid shall be positioned such that the reference point of the hearing aid is at the test point as described in 5.11. The orientation shall be reported.

The vertical reference of the induction pick-up coil as normally worn on the ear shall be specified by the manufacturer or estimated from an inspection of the hearing aid. The vertical reference shall be stated.

For testing a hearing aid with a pick-up coil for use with a magnetic loop, the frequency response in a vertical magnetic field (SPLIV), the HFA-SPL in a vertical magnetic field (HFA-SPLIV), the equivalent test loop sensitivity level (ETLS), the frequency response at full-on setting (full-on SPLIV) and the HFA-SPLIV at full-on setting (full-on HFA-SPLIV) shall be measured.

9.5.2 Basic frequency response in a vertical magnetic field (SPLIV)

The basic frequency response of induction pick-up coil input in a vertical magnetic field (SPLIV) is measured in a similar procedure as given 7.5.1 with setting of controls to the RTS as stated in 6.3.3. Adjust the magnetic field strength at the test point to 31,6 mA/m while conforming to the 5.11.

9.5.3 Frequency response with full-on setting (full-on SPLIV)

The purpose of this test is to determine the frequency response with induction pick-up coil input at full-on setting. The input magnetic field strength shall be sufficiently low to ensure essentially linear input-output conditions.

The full-on frequency response of induction pick-up input is measured in a similar procedure as given in 7.4 and setting of controls to FOS as given in 6.3.2. Adjust the magnetic input signal to 10 mA/m, while conforming to 5.11. The magnetic input field strength shall be stated.

9.5.4 Effect of gain control position on frequency response

The purpose of this test is to show the effect, if any, of the gain control position on the frequency response curve at full-on setting with induction pick-up coil magnetic input.

NOTE This test is particularly useful at high gain control settings to detect tendencies to internal magnetic inductive feed-back in hearing aids equipped with induction pick-up coil.

The test procedure is as follows.

- a) Measure the full-on SPLIV as described in 9.5.3.
- b) Set the gain control from a full-on position downwards in approximately 10 dB steps at 1 600 Hz.
- c) At each setting of the gain control, vary the frequency over the range under test, keeping the magnetic field strength constant as described in 9.5.3.

- d) The frequency responses at each gain control setting should be plotted as the SPL of the acoustic coupler versus frequency.

9.5.5 Harmonic distortion

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the controls of the hearing aid to RTS as stated in 6.3.3. Apply a magnetic input field strength of 100 mA/m at 1 600 Hz and measure the output sound pressure level. If this output level differs from the level measured under otherwise identical conditions with an acoustic input sound pressure level of 70 dB, the settings of the hearing aid shall be re-adjusted so that the output level with magnetic input is the same as with an acoustic input sound pressure level of 70 dB. If the hearing aid settings available will not permit this, the full-on settings should be used.
- b) Vary the frequency of the source over the frequency range 200 Hz to 5 000 Hz and analyse the output signal for levels at the harmonic frequencies nf , or record the total harmonic distortion, within the output frequency range of the acoustic coupler, see 4.2. The bandwidth of the filter should be stated. For continuous recording the sweep rate shall be such that the response does not differ by more than 1 dB from the steady-state value at any frequency. In the event that the basic frequency response curve rises by 12 dB or more between any test frequency and its second harmonic, distortion tests at that frequency may be omitted.

If required, repeat the procedure described in b) with other magnetic input field strengths. Plot the harmonic distortion versus the frequency of the source and/or versus the magnetic field strength.

9.5.6 HFA-SPLIV

The test procedure is as follows.

- a) Perform the SPLIV measurements at the three HFA frequencies as described in 9.5.2.
- b) Calculate the HFA-SPLIV as the average of the SPLIV at the three HFA frequencies.

9.5.7 Equivalent test loop sensitivity level (ETLS)

The equivalent test loop sensitivity level (ETLS) is calculated in dB as:

$$\text{ETLS} = V - (\text{RTG} + 60)$$

where

V is the HFA-SPLIV.

NOTE When the ETLS = 0 dB it means that a magnetic field strength of 31,6 mA/m corresponds to an acoustic input at the microphone of 60 dB SPL at the HFA frequencies (in free-field simulated conditions). The target value for equivalent sensitivity of acoustic input and magnetic test loop input (ETLS) depends on the hearing aid style and can substantially differ from 0 dB. See Annex C.

9.5.8 Full-on HFA-SPLIV

The test procedure is as follows.

- a) Measure the full-on frequency response of induction pick-up input as described in 9.5.3.
- b) Calculate the full-on HFA-SPLIV as the average output SPL at the three HFA frequencies.

NOTE The full-on HFA-SPLIV replaces the maximum magneto-acoustical sensitivity level (MASL) as used in previous editions of this document. The vertical magnetic field strength of 1 mA/m of the MASL has been changed into 10 mA/m for the full-on HFA-SPLIV of this document.

9.6 Hearing aids having induction pick-up coil for use with a telephone

9.6.1 SPLITS response curve

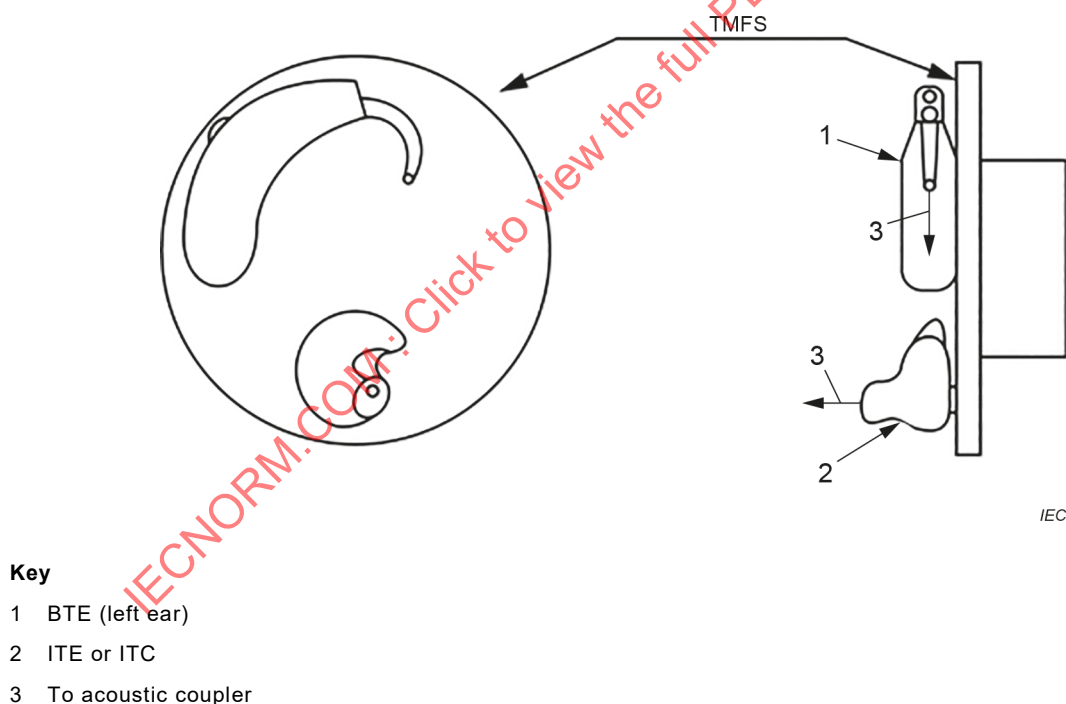
The test procedure is as follows.

- a) Position the hearing aid on the test surface of the TMFS and orient it for maximum output, subject to the following constraints:
 - 1) a BTE hearing aid should lie as flat as possible on the test surface;
 - 2) the faceplate of a full concha, canal size or completely in the canal hearing aid should be parallel to the test surface of the TMFS and as close as possible to it.

See Figure 14.

- b) Set the hearing aid to RTS and set other controls as stated in 6.3.3.
- c) Program and/or set the hearing aid to the "T" (telecoil) mode.
- d) Adjust the current in the coil to a current of $6/N$ mA where N is the number of coil turns of the TMFS.
- e) Record the SPLITS response curve expressed as the acoustic coupler SPL as a function of frequency in the range 200 Hz to 8 000 Hz.

For a BTE hearing aid, the values obtained can depend on which surface of the hearing aid is in contact with the test surface of the TMFS. In this case, the manufacturer should state for which ear the data apply and indicate the anticipated difference if worn on the opposite ear.



Key

- 1 BTE (left ear)
- 2 ITE or ITC
- 3 To acoustic coupler

Figure 14 – Example of hearing aids on TMFS for SPLITS test

9.6.2 HFA-SPLITS

The test procedure is as follows.

- a) Perform the SPLITS measurements at the three HFA frequencies as described in 9.6.1.
- b) Calculate the HFA-SPLITS as the average of the SPLITS at the three HFA frequencies.

9.6.3 Relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS)

The relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS) is calculated in dB as:

$$\text{RSETS} = T - (\text{RTG} + 60)$$

where

T is the HFA-SPLITS.

NOTE When the RSETS = 0 dB it means that the magnetic field strength of the TMFS corresponds to an acoustic input at the microphone of 60 dB SPL at the HFA frequencies (in free-field simulated conditions). The target value for equivalent sensitivity of acoustic input and magnetic telephone input (RSETS) depends on the hearing aid style and can substantially differ from 0 dB. See Annex C.

10 Measurement of performance characteristics for production, supply and delivery quality assurance purposes

10.1 General

Hearing aid measurements of performance characteristics for production, supply and delivery quality assurance purposes in this Clause 10 shall be performed using the 2 cm³ coupler in accordance with IEC 60318-5 over the frequency range 200 Hz to 5 000 Hz.

10.2 Nominal characteristics

The characteristics with the prefix "nominal" listed below are those that are assigned by the manufacturer for the hearing aid model in question:

- nominal reference test gain;
- nominal OSPL90;
- nominal maximum OSPL90;
- nominal full-on gain;
- nominal frequency response curve;
- nominal bandwidth frequencies f_1 and f_2 ;
- nominal battery or supply voltage;
- nominal battery current;
- nominal total harmonic distortion;
- nominal equivalent input noise level;
- nominal equivalent test loop sensitivity level (ETLS);
- nominal relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS);
- nominal full-on HFA-SPLIV;
- nominal full-on HFA-SPLITS;
- nominal equivalent electrical input sensitivity level;
- nominal steady state input-output AGC characteristics;
- nominal attack time and release time.

The manufacturer acceptance and purchaser acceptance intervals are derived from the tolerance and the maximum permitted expanded measurement uncertainty (U_{max}) as specified in Clause 11. See also ISO/IEC Guide 98-4.

The manufacturer is the party that produces a hearing aid.

The manufacturer will apply guarded acceptance based on the nominal value with tolerance minus the maximum permitted expanded measurement uncertainty ($U_{\max}$) as specified in Clause 11, together referred to as the manufacturer acceptance interval.

The purchaser is the party that acquires a hearing aid.

The purchaser will apply guarded acceptance based on the nominal value with tolerance plus maximum permitted expanded measurement uncertainty ($U_{\max}$) as specified in Clause 11, together referred to as the purchaser acceptance interval.

The nominal values are only valid at the ambient conditions and supply voltage (open circuit voltage and series internal resistance) stated by the manufacturer.

Though the number of measurements covered by this Clause 10 is limited, it is not intended that all measurements described within this Clause 10 shall be made in order to demonstrate quality assurance in every case.

10.3 Reference test gain

The reference test gain is measured according to the procedure of 7.5.3. The reference test gain shall be stated for information purposes only.

10.4 OSPL90

The OSPL90 is measured according to the procedure of 7.3 with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 4.

Table 4 – OSPL90: Acceptable deviation from the nominal values:

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
HFA-OSPL90	± 3 dB	± 4 dB	± 5 dB
Maximum OSPL90	$+2$ dB	$+3$ dB	$+4$ dB

Downward deviation on the maximum OSPL90 is permitted.

10.5 Full-on gain

The full-on gain response is measured according to the procedure of 7.4 with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 5.

Table 5 – Full-on gain: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
HFA full-on gain	± 4 dB	± 5 dB	± 6 dB

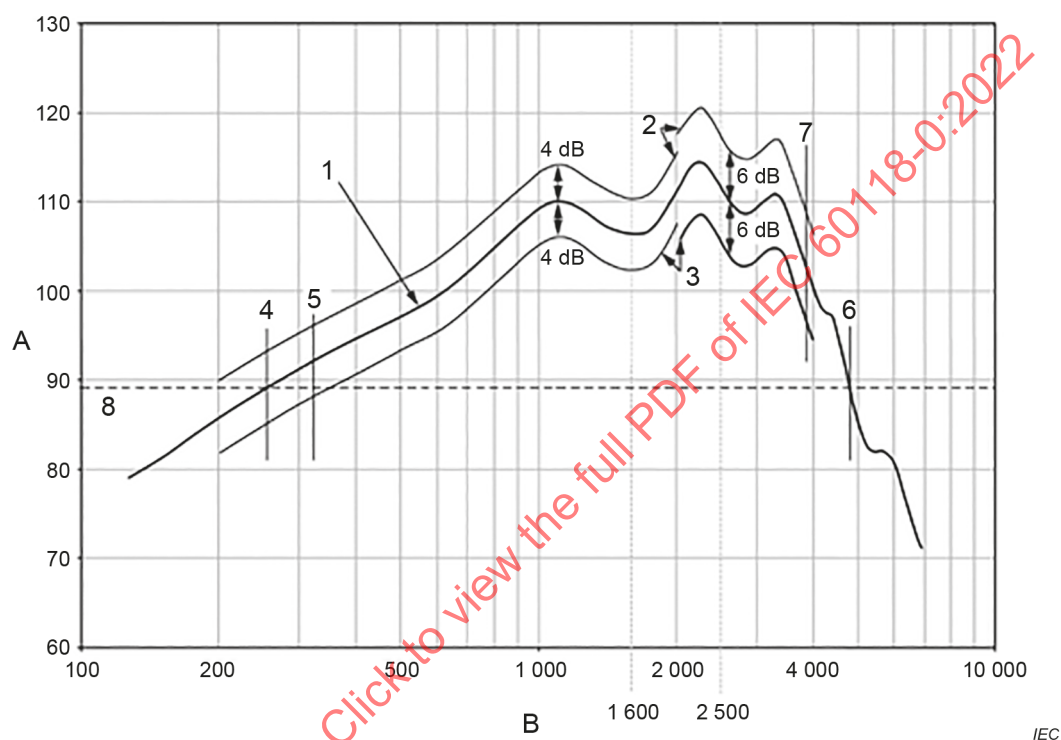
10.6 Frequency response curve

The frequency response curve is measured according to the procedure of 7.5.

The acceptance intervals and tolerance are split into a lower and higher frequency range (see Table 6 and Figure 15).

Table 6 – Tolerances and acceptance intervals of the frequency response

Frequency range	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
Low: $1,25 f_1$ or 200 Hz (whichever is higher) to 2 000 Hz	± 3 dB	± 4 dB	± 5 dB
High: 2 000 Hz to 4 000 Hz or $0,8 f_2$ (whichever is lower)	± 5 dB	± 6 dB	± 7 dB

**Key**

- A hearing aid output (SPL, in decibels)
- B frequency in Hertz
- 1 specified response curve for the model
- 2 tolerance upper limit
- 3 tolerance lower limit
- 4 f_1
- 5 $1,25 f_1$ (but not less than 200 Hz)
- 6 f_2
- 7 $0,8 f_2$ (but not more than 4 000 Hz)

Figure 15 – Example of tolerance limits and determination of frequency range from basic frequency response curve**10.7 Bandwidth frequencies f_1 and f_2**

The bandwidth frequencies f_1 and f_2 are measured according to the procedure of 7.5.2.

This bandwidth is provided for information purposes only.

If f_1 and f_2 cannot be determined because they would fall below 200 Hz or above 5 000 Hz, they may be shown as < 200 Hz and > 5 000 Hz, respectively.

10.8 Battery or supply voltage

The battery or supply voltage is reported according to 6.2.

10.9 Battery current

The battery current is measured according to the procedure of 8.7 with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 7.

NOTE The measurements in this Subclause 10.9 do not apply to hearing aids with a permanently enclosed rechargeable battery, unless this rechargeable battery will be disconnected.

Table 7 – Battery current: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
Battery current	+17 %	+20 %	+23 %

Downward deviation is permitted.

10.10 Total harmonic distortion

The total harmonic distortion is measured according to the procedure of 7.6 using the test frequencies 500 Hz, 800 Hz and 1 600 Hz, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 8.

Table 8 – Total harmonic distortion: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
Total harmonic distortion (THD)	+2,5 %	+3 %	+3,5 %

Downward deviation is permitted.

Example:

- nominal value: 5 %;
- maximum values:
 - Manufacturer acceptance interval: 7,5 %;
 - Tolerance: 8 %;
 - Purchaser acceptance interval: 8,5 %.

10.11 Equivalent input noise level

The equivalent input noise level is measured according to the procedure of 8.3, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 9.

Table 9 – Equivalent input noise level: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
Equivalent input noise level (EIN)	+2 dB	+3 dB	+4 dB

Downward deviation is permitted.

10.12 Full-on HFA-SPLIV

The full-on HFA-SPLIV is measured according to the procedure of 9.5.6, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 10.

Table 10 – Full-on HFA-SPLIV: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
HFA-SPLIV	±5 dB	±6 dB	±7 dB

10.13 Equivalent test loop sensitivity level (ETLS)

The equivalent test loop sensitivity level is measured according to the ETLS procedure of 9.5.7, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 11.

Table 11 – ETLS: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
ETLS	±3 dB	±4 dB	±5 dB

10.14 Relative simulated equivalent telephone sensitivity level (RSETS)

The relative simulated equivalent telephone sensitivity level is measured according to the RSETS procedure of 9.6.3. In the case of a BTE hearing aid, report values for left and for right wearing position. The acceptable deviations from the nominal values are given in Table 12.

Table 12 – RSETS: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
RSETS	±3 dB	±4 dB	±5 dB

10.15 HFA-SPLITS

The HFA-SPLITS is measured according to the procedure of 9.6.2, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 13.

Table 13 – HFA-SPLITS: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
HFA-SPLITS	±5 dB	±6 dB	±7 dB

10.16 Equivalent electrical input sensitivity level (EEIS)

The equivalent electrical input sensitivity level (EEIS) is measured according to the procedure of 9.4.5, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 14.

Table 14 – EEIS: Acceptable deviation from the nominal value

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
EEIS	±3 dB	±4 dB	±5 dB

10.17 Steady-state input-output AGC characteristics

The steady-state input-output AGC characteristic is measured according to the procedure of 8.5.2, with the acceptable deviation from the nominal values as given in Table 15.

The measured curve and the nominal curve shall be normalized at an input sound pressure level of 70 dB.

Table 15 – Acceptable deviation from the nominal values at input levels of 50 dB and 90 dB

	Manufacturer acceptance interval	Tolerance	Purchaser acceptance interval
Steady-state input-output AGC characteristics	±4 dB	±5 dB	±6 dB

10.18 Nominal attack time and release time

The nominal attack time and release time are measured according to the procedure of 8.5.3.

This Subclause 10.18 is provided for information purposes only.

11 Maximum permitted expanded uncertainty of measurements

Table 16 specifies the maximum permitted expanded uncertainty $U_{\max}$ for a coverage factor of $k = 2$ (95 % probability), associated with the measurements undertaken in Clause 7, Clause 8, Clause 9 and Clause 10 of this document.

The expanded uncertainties of measurement given in Table 16 are the maximum permitted for demonstration of conformance to the requirements of this document. If the actual expanded uncertainty of a measurement exceeds the maximum permitted value in Table 16, the measurement shall not be used to demonstrate conformance to the requirements of this document.

Table 16 – Values of $U_{\max}$ for measurements

Measured quantity	$U_{\max}$	$U_{\max}$
	Clause 7, Clause 8, Clause 9	Clause 10
Sound pressure level 200 Hz to 4 000 Hz	2,0 dB	1,0 dB
Sound pressure level 4 000 Hz to 16 000 Hz	2,5 dB	1,5 dB
Battery current	3 %	3 %
Frequency	$f \times 0,005$ Hz	$f \times 0,005$ Hz
Total harmonic distortion	0,5 %	0,5 %
Temperature	0,5 °C	0,5 °C
Relative humidity	5 % rH	5 % rH
Ambient pressure	0,1 kPa	0,1 kPa

The measurement uncertainty is composed of several factors:

- uncertainty of equipment used, such as sound generators, level meters, measuring microphones, acoustic coupler or occluded ear simulator, etc.,
- tolerances of the acoustic coupling of the hearing aid to the acoustic coupler or occluded ear simulator. Such tolerances could be related to diameter and length of tubing;
- accuracy and care of positioning the hearing aid in the test space.

The measurement uncertainty can be determined by considering the above factors.

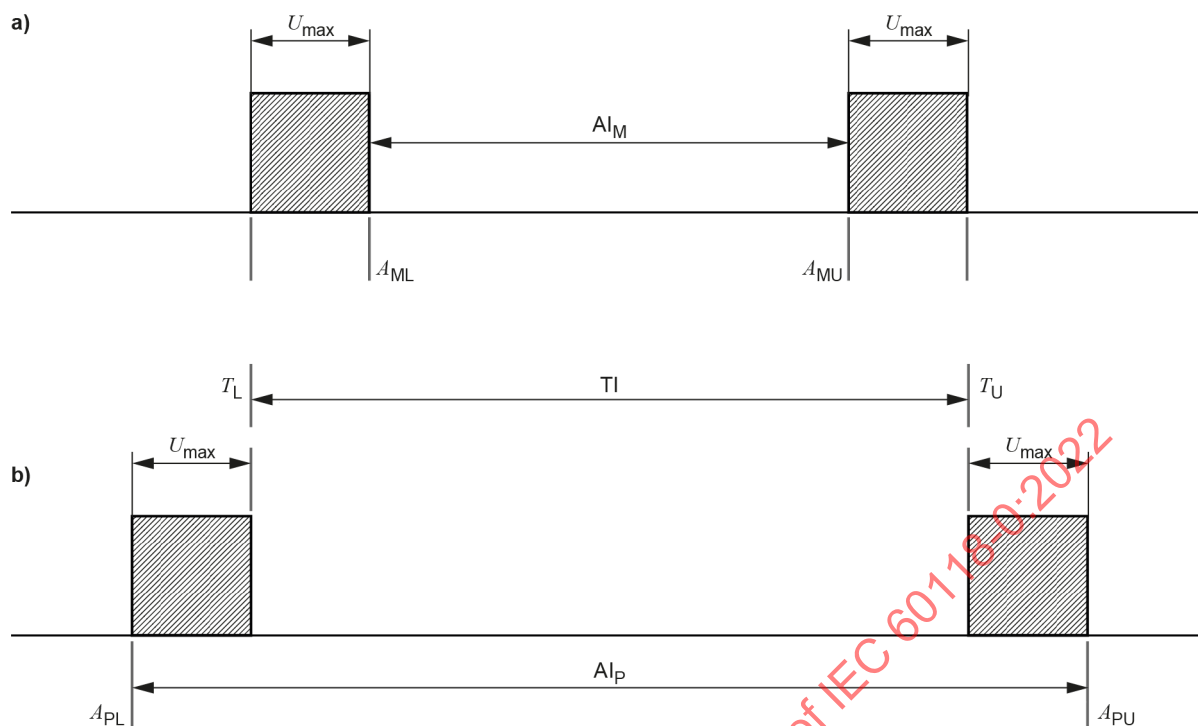
Examples for the estimation of the uncertainty of typical hearing aid measurements are given in Annex D.

It is good practice to validate the uncertainty by comparing measurement results with an accredited test laboratory.

For production, supply and delivery quality assurance purposes, as in Clause 10, the interpretation of the measurement uncertainty is different for manufacturer and purchaser:

- Manufacturer acceptance interval: tolerance minus $U_{\max}$ as defined in Table 16;
- Purchaser acceptance interval: tolerance plus $U_{\max}$ as defined in Table 16.

The manufacturer and purchaser acceptance intervals are shown in Figure 16.



IEC

Key

TI tolerance interval

T_L lower tolerance limit

T_U upper tolerance limit

$U_{\max}$ guard band for the maximum permitted uncertainty of measurement for a 95 % coverage interval

AI_M manufacturer acceptance interval AI_P purchaser acceptance interval

A_{ML} manufacturer lower acceptance limit A_{PL} purchaser lower acceptance limit

A_{MU} manufacturer upper acceptance limit A_{PU} purchaser upper acceptance limit

Figure 16 – Manufacturer acceptance interval (a) and purchaser acceptance interval (b) with tolerance and maximum permitted uncertainty $U_{\max}$

Example for the calculation of the manufacturer and purchaser acceptance intervals for the HFA full-on gain:

- tolerance = ± 5 dB as required in 10.5 (full-on gain);
- $U_{\max} = 1,0$ dB for sound pressure measurement, see Table 16 (200 Hz to 4 000 Hz).

This results in the following acceptance intervals:

- Manufacturer acceptance interval: ± 4 dB;
- Purchaser acceptance interval: ± 6 dB.

Annex A (normative)

Simultaneous measurement method

A.1 General

The simultaneous measurement method as described in this annex is an alternative method to the default sequential method described in 5.4.

A.2 Measurement method

The measurement configuration shall meet the requirements for non-directional or directional hearing aids as described in 5.3.

The sound pressure level at the reference point of the hearing aid is equalized by keeping the level constant through the use of a control microphone with a frequency independent pressure sensitivity over the relevant frequency range, in close proximity to the reference point and oriented at 90° to the main axis of the sound source. This assumes that the sound field is uniform from the reference point to the location of the control microphone. Any acoustic leakage from the hearing aid should not noticeably influence the intended input level. The diameter of the control microphone shall be 15 mm or smaller.

For a type 1 anechoic-chamber, the control microphone shall either be of type WS2P or type WS3P/F/D as defined in IEC 61094-4. The microphone used, shall be stated.

The hearing aid measurements are made simultaneously with the equalization of the sound field.

It shall be stated when the optional simultaneous measurement method has been used.

A.3 Comparison of the simultaneous method

Compared to the default sequential method described in 5.4 the simultaneous measurement method has the disadvantage that any sound leakage from the hearing aid and/or from the tubing to the acoustic coupler or occluded ear simulator can affect the sound field measurement at the control microphone. The simultaneous method therefore does not fully meet the requirements of 4.1, in particular when measuring high-gain and/or high-output hearing aids.

The sequential measurement method has the possible disadvantage that drift in the reproduction of the sound pressure level or the replacement of the control microphone for a dummy influences the precision of the measurement.

Annex B (normative)

Substitution measurement method

B.1 General

The substitution measurement method as described in this annex is an alternative method to the default sequential method described in 5.4.

NOTE The substitution method described in this annex has no relation to the substitution method described in the previous edition of this document, i.e., IEC 60118-0:2015.

B.2 Measurement method

For the substitution method the centre of the diaphragm of the control microphone shall be placed at the location that will coincide later with the reference point of the hearing aid. The axis of the control microphone shall be orthogonal to the sound source axis and shall intersect at the intended reference point. In the case of a hearing aid with multiple microphones, the midpoint of the sound inlet port array is the reference point of the hearing aid. A line through the front and rear sound inlet ports of the hearing aid shall coincide with the sound source axis. In the case of multiple front or rear entry ports, the line passes through the reference point. Figure B.1 A) shows an example of the test arrangement.

The sound pressure level at the intended reference point of the hearing aid is equalized by a control microphone with frequency independent pressure sensitivity over the relevant frequency range. The diameter of the control microphone shall be 15 mm or smaller.

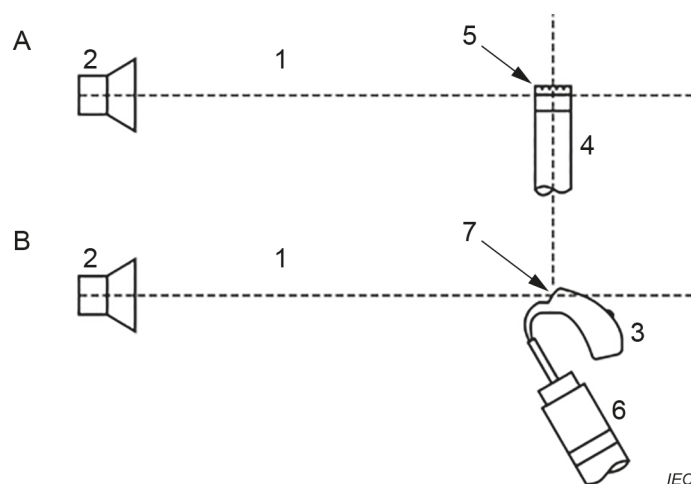
For a type 1 anechoic-chamber, the control microphone shall either be of type WS2P or type WS3P/F/D as defined in IEC 61094-4. The microphone used, shall be stated.

In a first step with control microphone in place, the sound source equalization data to achieve a constant input to the control microphone will be measured and stored.

In a sequential second step the control microphone is removed and replaced by the hearing aid according to Figure B.1 B) within ± 3 mm from the intended reference point of the hearing aid. Using the stored equalization data the hearing aid measurement is made.

Instead of a pressure microphone, a free-field microphone can be used for the control microphone. In that case the axis of the control microphone shall be parallel to the sound source axis.

It shall be stated when the optional substitution measurement method has been used.



Key

- A arrangement with control microphone
- B arrangement with control microphone substituted by hearing aid
- 1 test space
- 2 sound source
- 3 hearing aid
- 4 control microphone
- 5 diaphragm
- 6 acoustic coupler or occluded ear simulator
- 7 hearing aid reference point

Figure B.1 – Example of test arrangement for the substitution method

B.3 Comparison of the substitution method

The substitution measurement method has a number of differences compared to the default sequential method described in 5.4.

- 1) By using the substitution method the equalization of the sound field is measured in the absence of the hearing aid, the attached acoustic coupler or occluded ear simulator and the microphone preamplifier. Therefore, the equalization data will not include the corresponding sound field diffraction effects whereas these are included in the method described in 5.4 and Annex A. The substitution method therefore does not fully meet the requirements of 4.1, in particular in the case of larger hearing aids or wireless transmitters.
- 2) By using the substitution method the positioning of the control microphone and hearing aid will be made within ± 3 mm. This is a shorter distance than used in 5.4 and Annex A, which specify fixed distances of $5 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ or $12 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$ respectively.
- 3) By using the substitution method the control microphone and its preamplifier will not be present during the hearing aid measurement, and sound diffraction effects of the control microphone will be absent. This is different from the method described in 5.4 and Annex A.

The systems of input SPL control described in this annex and in 5.4 will produce equivalent results at frequencies where the wavelength of sound is large compared to the physical dimensions of the hearing aid and the control microphone. At higher frequencies, with shorter wavelengths, differences in result can be seen between the two methods. In cases where the results differ, the results obtained using the method described in 5.4 shall be used.

Annex C (normative)

Effect of MLE on non-acoustic input hearing aids

C.1 Acoustic and non-acoustic input equivalence

When a hearing aid is worn on the head, sound waves are diffracted by the body, head and ear that modify the acoustical microphone input level relative to a free sound field condition. This effect is referred to as microphone location effect (MLE).

The measurement of the microphone location effect for simulated in situ conditions is described in IEC 60118-8. MLE response curves for various types of hearing aids are provided in Annex A of IEC 60118-8:2005.

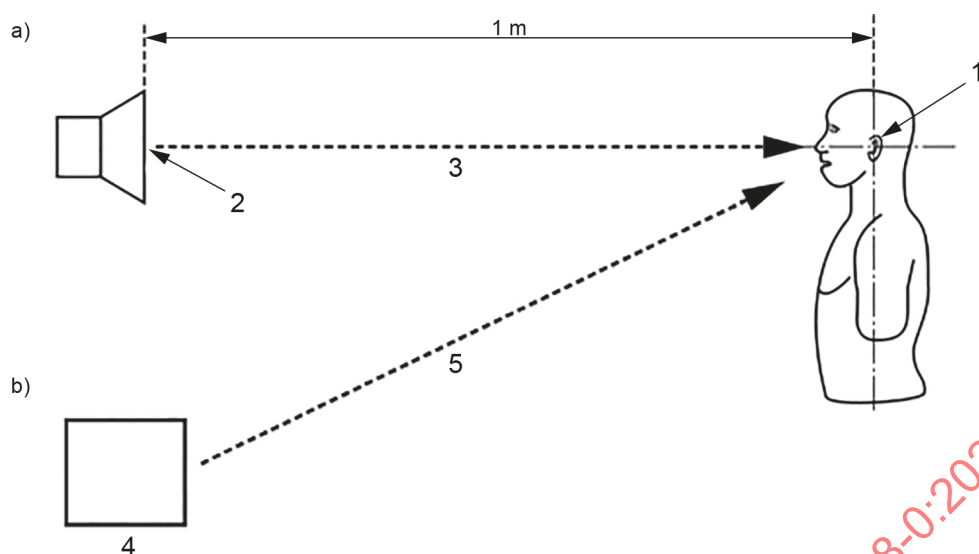
The output levels of hearing aids with acoustic and non-acoustic input signals are equal, if the manikin frequency response (MFR) of both inputs is identical as measured using the simulated in situ measurement setup as described in 7.3 of IEC 60118-8:2005. This gives equivalency of the MFR for acoustic and non-acoustic inputs:

$$\text{MFR (acoustic)} \equiv \text{MFR (non-acoustic)}$$

According to IEC 60118-8 the acoustic manikin response is measured with the sound source placed at 1 m distance and 0 degree sound incidence. This measurement includes the hearing aid microphone location effect.

The microphone location effect does not exist in the case of a non-acoustic transmission path, and therefore shall be compensated for accordingly by means of extra gain in the non-acoustic path.

Figure C.1 illustrates the situation for acoustic and non-acoustic inputs.



IEC

Key

- 1 manikin with occluded ear simulator and hearing aid mounted
- 2 acoustic sound source
- 3 acoustic transmission path
- 4 non-acoustic device
- 5 non-acoustic transmission path

Figure C.1 – Acoustic a) and non-acoustic b) transmission paths**C.2 In situ equivalence measurement in the case of a known MLE**

Clause C.1 describes the generic definition and measurement setup for measuring acoustic equivalency. Equivalence between non-acoustic and acoustic hearing aid responses is achieved when the acoustic coupler response for a non-acoustic input matches the basic acoustic response, as measured in free sound field or in a test-box, with added MLE:

$$\text{Response}(\text{non-acoustic}) \equiv \text{Response}(\text{acoustic}) + \text{MLE}.$$

The above formula assumes that the hearing aid is set to RTS, which assumes essentially linear input-output characteristics. If this is not provided, then the MLE correction shall be applied to the input signal for testing. This is not described in this annex.

The measurement of the microphone location effect for simulated in situ conditions is described in IEC 60118-8. MLE response curves for various types of hearing aids on a manikin are provided in Annex A of IEC 60118-8:2005.

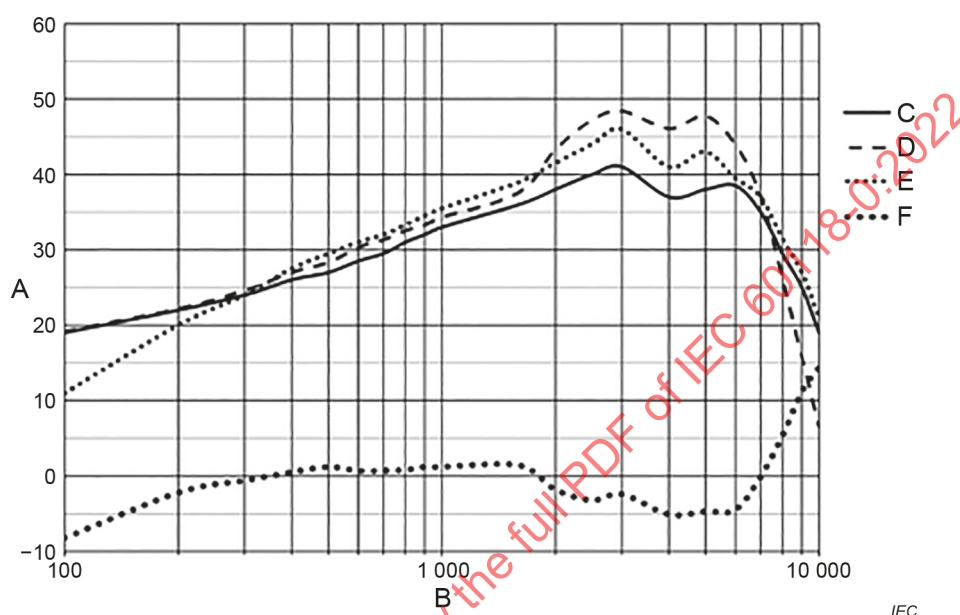
When an in-situ application is based on free-field microphone response curves an equivalent application for non-acoustical inputs will be possible by adding the MLE to acoustic response curve.

Equivalence matching can be applied for:

- SPLWL (9.3.3) for wireless input hearing aids,
- SPLEI (9.4.2) for electrical input hearing aids,
- SPLIV (9.5.2) and SPLITS (9.6.1) for induction pick-up hearing aids.

Figure C.2 gives an example on the equivalence of the basic response curve of an ITC in comparison to the SPLIV response. Shown are the basic response curve (C), the basic response curve plus MLE (D) and the SPLIV response (E). Curve F) shows the mismatch between response curves b) and c).

For full equivalence between the SPLIV response and the basic acoustic response the hearing aid should be programmed such that the SPLIV response curve (E) equals the basic response curve plus MLE (D), thus making the equivalence mismatch SPLIV (F) zero for all input frequencies.



Key

- A hearing aid output (SPL, in decibels)
- B frequency (in hertz)
- C basic acoustic response
- D basic acoustic response + MLE
- E SPLIV response
- F equivalence mismatch SPLIV

Figure C.2 – Example of SPLIV equivalence for ITC

C.3 HFA equivalence of output levels for non-acoustical inputs

C.3.1 General

For equivalent in situ hearing aid output levels between non-acoustic and acoustic inputs, it is assumed to be sufficient to apply the MLE at the HFA frequencies. HFA-MLE values are given in Table C.1 as derived from IEC 60118-8:2005, Annex A for various hearing aid styles.

The HFA-MLE values can be added to the HFA of the non-acoustic output level (as measured according to Clause 9). Output level equivalency for HFA frequencies is matched when the HFA-output for a non-acoustic input is the same as the HFA-output for an acoustic input plus HFA-MLE:

$$\text{HFA}(\text{non-acoustic input}) \equiv \text{HFA}(\text{acoustic input}) + \text{HFA-MLE}$$

Table C.1 – HFA-MLE for various styles of hearing aids

HA-type	HFA-MLE
BTE	0 dB
ITE	3 dB
ITC	3 dB
CIC	4 dB

Table C.1 assumes that the hearing aid is set to RTS, which assumes essentially linear input-output characteristics. If this is not provided, then the HFA-MLE correction shall be applied to the input signal for testing. This is not described in this annex.

In C.3.2 to C.3.5, the corrections for the various equivalencies of Clause 9 are given.

C.3.2 In situ output level equivalency of wireless input sensitivity level (EWLS)

The hearing aid HFA outputs from the microphone input and from the wireless input are at equal level for in situ conditions when:

$$\text{EWLS} = \text{HFA-MLE},$$

where

HFA-MLE is selected from Table C.1.

NOTE In real use, output level equivalency depends upon the distance between the remote microphone and sound source, the surface on which the remote microphone is placed, the frequency response and sensitivity of the remote microphone, and the type of microphone (e.g., omni or directional).

C.3.3 In situ output level equivalency of electrical input sensitivity level (EEIS)

The hearing aid HFA outputs from the microphone input and from the electric input are at equal level for in situ conditions when:

$$\text{EEIS} = \text{HFA-MLE},$$

where

HFA-MLE is selected from Table C.1.

C.3.4 In situ output level equivalency of test loop sensitivity level (ETLS)

The hearing aid HFA outputs from the microphone input and from the induction pick-up coil input are at equal level for in situ conditions when:

$$\text{ETLS} = \text{HFA-MLE},$$

where

HFA-MLE is selected from Table C.1.

C.3.5 In situ output level equivalency of telephone sensitivity level (RSETS)

The hearing aid HFA outputs from the microphone input and from the SPLITS induction pick-up coil input are at equal level for in situ conditions when:

$$RSETS = HFA-MLE,$$

where

HFA-MLE is selected from Table C.1.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022

Annex D (informative)

Examples of uncertainty calculation

D.1 General

Below some calculation examples are given for the estimation of the uncertainty of a typical hearing aid measurement.

It is noted that these examples are provided only for illustration of composing the total uncertainty from the different sources of uncertainty that need to be accounted for in a particular measurement and can differ for each measurement setup. The example calculations only include the most important uncertainty components. Other components may be added as necessary.

The expanded uncertainty $U(k = 2)$ is twice the combined standard uncertainty u for a coverage factor of $k = 2$ (95 % probability) and assuming a normal distribution.

D.2 Uncertainty calculations

Tolerances, in general, apply to measurements with perfectly accurate test equipment. Measurement uncertainty – the statistical probability of the measured value being within a given interval – is employed in order to account for the finite precision of real test equipment. Component uncertainties are orthogonal (independent) factors that affect the uncertainty of the measured result. Each component is estimated as a sensitivity analysis in order to determine the effect of variability in that component on the measured result. This estimate can be performed by various means: taken from a specified tolerance; as the uncertainty from another standard; calculated from its own component uncertainties; or taken from a statistically significant sample of observations. See ISO/IEC Guide 98-3:2008 (GUM) for more information.

Random uncertainties are treated as Type A with a Gaussian probability distribution.

Tolerances are treated as Type B uncertainties, with a rectangular probability distribution. The semi-range will be used and converted from dB into %. A statistical distribution factor of $1/\sqrt{3}$ will be applied to obtain the standard deviation in %.

Expanded uncertainties are converted from dB into % and divided by 2 to give the standard uncertainty in %.

The squared standard uncertainties in % of all components are summed up. From that the square root is taken to obtain the combined standard uncertainty in %. This standard uncertainty in % is multiplied by 2 to obtain the expanded uncertainty which is then converted to dB.

D.3 Sound source system for test-box

The actual sound source accuracy can be evaluated from the actual uncertainty components. Table D.1 gives a calculation example for a type 2 test-box with a single microphone hearing aid.

Table D.1 – Uncertainty sound source system for test-box

Uncertainty calculation of the sound source system for a test-box 200 Hz to 5 000 Hz						
Uncertainty component	Type A	Expanded uncertainty $U(k = 2)$ [dB]	$U(k = 2)$ [dB]	1/k	Standard uncertainty u [%]	u^2 [% ²]
	Type B	Tolerance [dB]	Semi-range [dB]	Statistical distribution factor $P(x)$		
Control microphone including amplifier	B	±0,2	0,2	√3	1,34	1,81
Equalization and drift	B	±0,1	0,1	√3	0,67	0,45
Sound field test-box	B	±0,7	0,7	√3	4,85	23,48
					Sum u^2	25,73 % ²
					Combined u	5,07 %
					$U(k = 2)$	10,15 %
					$U(k = 2)$	0,84 dB

The calculated $U(k = 2) = 0,84$ dB in this example fulfils the minimum requirements of 1,5 dB for the sound system accuracy of a test-box in 5.7.

D.4 Sound source system for anechoic-chamber

As for Clause A.1, Table D.2 gives a calculation example for a type 1 anechoic-chamber with a single microphone hearing aid and storage of the equalization data.

Table D.2 – Uncertainty sound source system for anechoic-chamber

Uncertainty calculation of the sound source system for an anechoic-chamber 200 Hz to 8 000 Hz						
Uncertainty component	Type A	Expanded uncertainty $U(k = 2)$ [dB]	$U(k = 2)$ [dB]	1/k	Standard uncertainty u [%]	u^2 [% ²]
	Type B	Tolerance [dB]	Semi-range [dB]	Statistical distribution factor $P(x)$		
Control microphone including amplifier	B	±0,2	0,20	√3	1,34	1,81
Equalization and drift	B	±0,1	0,10	√3	0,67	0,45
Sound field anechoic-chamber	B	±0,4	0,40	√3	2,72	7,40
					Sum u^2	9,66 % ²
					Combined u	3,11 %
					$U(k = 2)$	6,22 %
					$U(k = 2)$	0,52 dB

The calculated $U(k = 2) = 0,52$ dB in this example fulfils the minimum requirements of 0,7 dB and 1,0 dB for the sound system accuracy of an anechoic-chamber in 5.7.

D.5 Hearing aid measurement

The uncertainty of hearing aid measurements will depend on the actual uncertainty components. Table D.3 gives a calculation example for a type 2 test-box with a single microphone hearing aid.

Table D.3 – Uncertainty hearing aid measurement

Uncertainty calculation of a hearing aid measurement in a test-box 200 Hz to 5 000 Hz						
Uncertainty component	Type A	Expanded uncertainty $U(k = 2)$ [dB]	$U(k = 2)$ [dB]	1/k	Standard uncertainty u [%]	u^2 [% ²]
	Type B	Tolerance [dB]	Semi-range [dB]	Statistical distribution factor P(x)		
Coupler incl. microphone and coupling *)	B	$U(k = 2) = 0,3$	0,30	2	1,76	3,09
Analysis system	B	$\pm 0,2$	0,20	$\sqrt{3}$	1,34	1,81
Sound source system. See Clause D.3					5,07	25,73
					Sum u^2	30,63 % ²
					Combined u	5,53 %
					$U(k = 2)$	11,07 %
					$U(k = 2)$	0,91 dB
*) Measured coupler or ear simulator transfer-impedance and the measurement uncertainty are obtained from a calibration certificate. For a 0,4 cm ³ coupler see also IEC 60318-8, for an ear simulator see also IEC 60318-4.						

The calculated $U(k = 2) = 0,91$ dB can be compared to the nominal data and tolerance limits for measurements in Clause 10, e.g. OSPL90, full-on gain response, frequency responses, etc.

Annex E (informative)

Comparison of 2 cm³ coupler and 0,4 cm³ coupler

E.1 General

When comparing measurements obtained with a 2 cm³ coupler as defined in IEC 60318-5 and a 0,4 cm³ as defined in this document a level difference of 14 dB is expected. Deviation from that can be explained by the coupler volume ratio of the actual couplers used and the influence of the sound source impedance.

Coupler volume ratio: The coupler volume ratio of the 2 cm³ and the 0,4 cm³ coupler in dB is

$$20 \log \frac{V_{2\text{cm}^3}}{V_{0,4\text{cm}^3}} .$$

The coupler volume ratio can vary between 13,47 dB and 14,49 dB since the effective volume of the 2 cm³ coupler is defined as 2 000 mm³ ± 70 mm³ and the effective coupler volume of the 0,4 cm³ coupler is defined as 400 mm³ ± 9,5 mm³.

E.2 Influence of sound source impedance

In accordance with the coupler volume ratio, the sound source impedance has greater influence on the 0,4 cm³ coupler in comparison to the 2 cm³ coupler. For this reason, the measured coupler level difference between the output measured with the 0,4 cm³ coupler and the 2 cm³ coupler is affected accordingly. Figure E.1 shows the deviation from the coupler volume ratio in dB. The following formula is used to derive the deviation in dB:

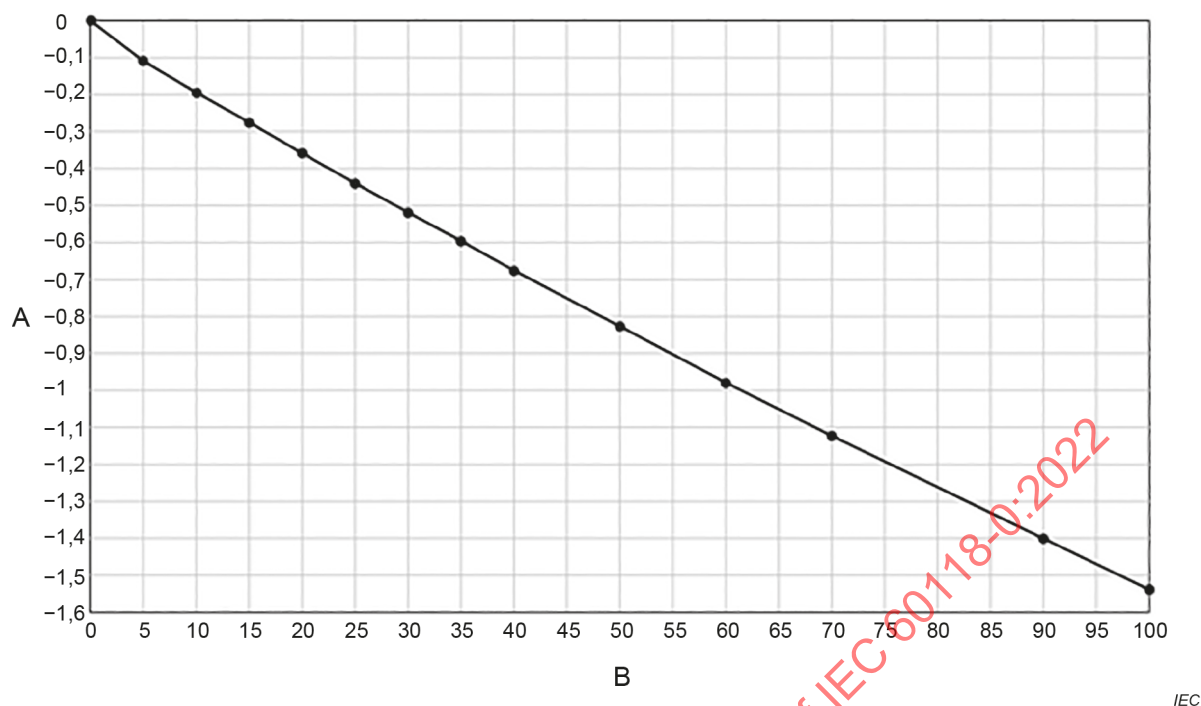
$$\text{Deviation} = 20 \log \left(\frac{V_{2\text{cm}^3} + V_s}{V_{0,4\text{cm}^3} + V_s} \right) - 20 \log \left(\frac{V_{2\text{cm}^3}}{V_{0,4\text{cm}^3}} \right)$$

where

V_s is the effective volume of the sound source.

The measured coupler level difference between output measured in the 0,4 cm³ coupler and the 2 cm³ coupler is within 0,1 dB of the coupler volume ratio (an error of less than 1 %) when the sound source impedance is at least 100 times the coupler impedance, or the effective volume of the sound source is less than 4 mm³.

NOTE One method to achieve a high source impedance is to use a tubing with an effective length of the coupling tubing of 8 mm and an internal diameter of 0,15 mm.

**Key**

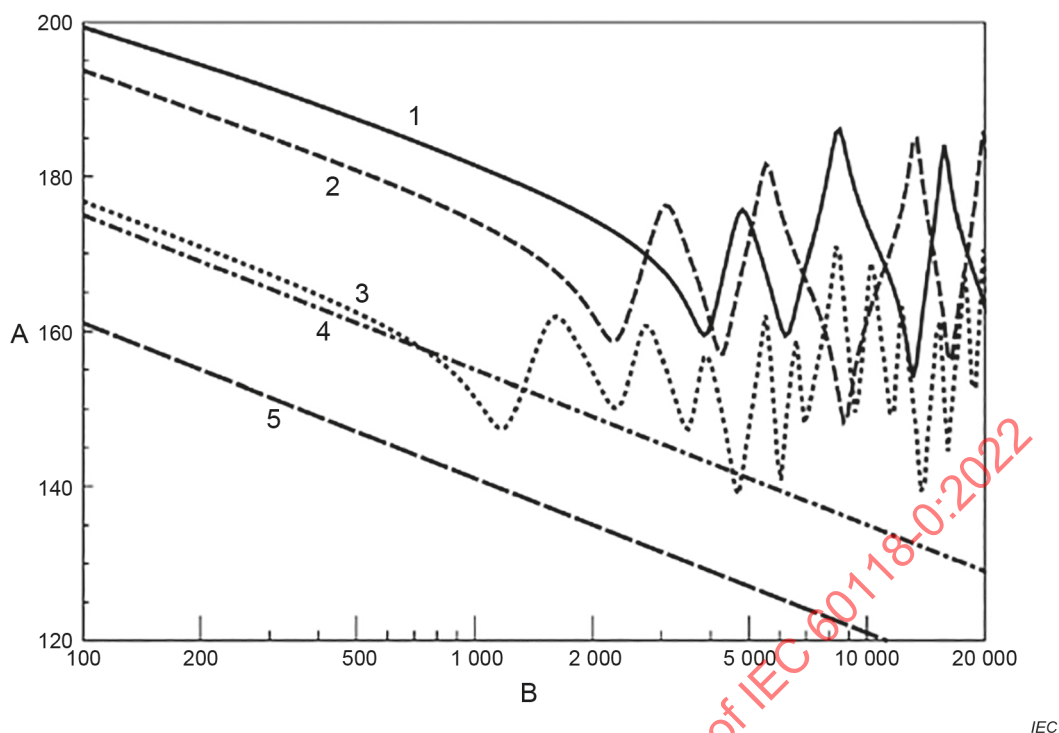
A difference level normalized to ideal volume ratio $20 \log(V_{2\text{cm}^3}/V_{0.4\text{cm}^3})$ (in decibels)

B sound source effective volume V_s (in mm³)

Figure E.1 – Deviation from the normalized coupler volume ratio as function of the effective source volume V_s

Figure E.2 shows simulated frequency responses of the magnitude of the acoustic input impedance $|Z_A|$ of the 0,4 cm³, the 2 cm³ coupler and some typical output impedances of various types of hearing aids.

All impedances are measured at the coupler reference plane. Due to the long tubing, the output impedance of a BTE is fairly low and, at low frequencies, is similar in magnitude to the impedance of the 0,4 cm³ coupler.



Key

A $|Z_A|$ re 1 Ns/m⁵ (in decibels)

B frequency (in hertz)

1 CIC instrument

2 ITE instrument

3 BTE instrument

4 0,4 cm³ coupler

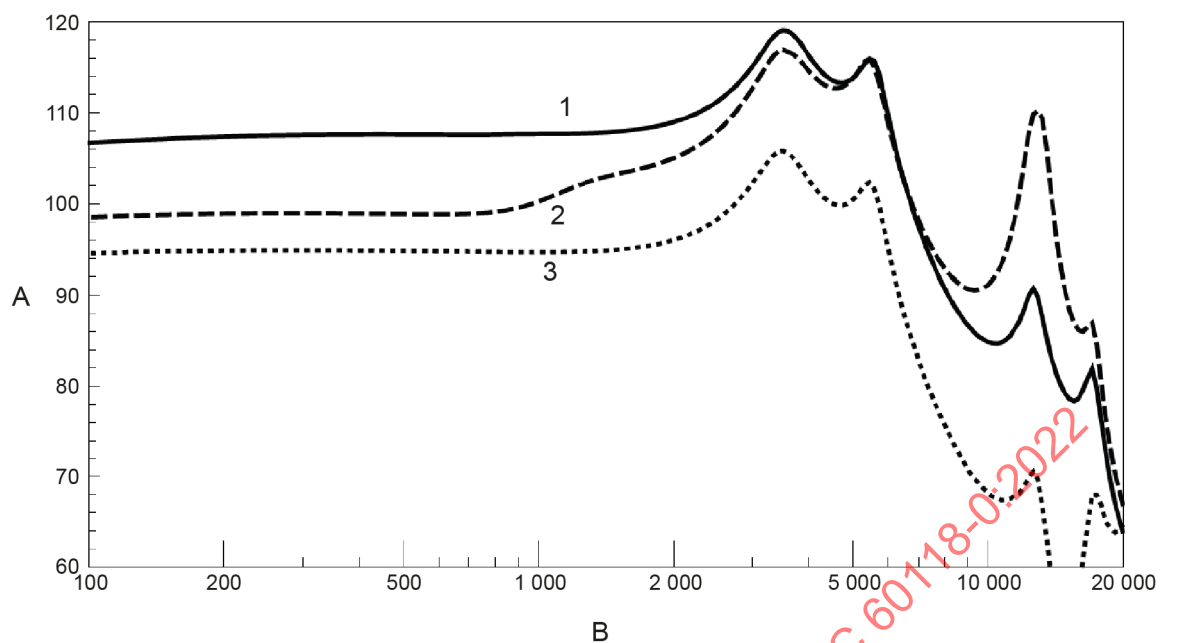
5 2 cm³ coupler

Figure E.2 – Magnitude frequency responses of acoustic impedance of the 2 cm³, the 0,4 cm³ coupler and various hearing aid types

E.3 Comparison of frequency responses of the 0,4 cm³, the 2 cm³ coupler and the occluded ear simulator

Figure E.3 shows examples of SPL responses of a receiver coupled with a 5 mm long and 1 mm diameter tubing to the 0,4 cm³ coupler, the 2 cm³ coupler according to IEC 60318-5 and the occluded ear simulator according to IEC 60318-4.

The 2 cm³ coupler response shows the typical anti-resonance in the 15 kHz to 16 kHz range. The occluded ear simulator response exhibits the typical $\lambda/2$ resonance in the 13,5 kHz range.



IEC

Key

A acoustic coupler or occluded ear simulator response (SPL, in decibels)

B frequency (in hertz)

1 response measured with the 0,4 cm³ coupler

2 response measured with the occluded ear simulator

3 response measured with the 2 cm³ coupler

Figure E.3 – Comparative measurement of the 0,4 cm³ coupler, the 2 cm³ coupler and the occluded ear simulator frequency responses

Bibliography

IEC 60068 (all parts), *Environmental testing*

IEC 60118-7:2005, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 7: Measurement of the performance characteristics of hearing aids for production, supply and delivery quality assurance purposes*

IEC 60118-8:2005, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 8: Methods of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated in situ working conditions*

IEC 60118-15, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 15: Methods for characterising signal processing in hearing aids with a speech-like signal*

IEC 61094-8:2012, *Measurement microphones – Part 8: Methods for determining the free-field sensitivity of working standard microphones by comparison*

IEC TS 62886:2016, *Electroacoustics – Hearing aids – Method for measuring electroacoustic performance up to 16 kHz*

ISO/IEC Guide 98-3:2008, *Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)*

ISO/IEC Guide 98-4:2012, *Uncertainty of measurement – Part 4: Role of measurement uncertainty in conformity assessment*

ISO/TR 25417:2007, *Acoustics – Definitions of basic quantities and terms*

ISO 26101:2017, *Acoustics – Test methods for the qualification of free-field environments*

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	79
1 Domaine d'application	81
2 Références normatives	81
3 Termes et définitions	82
4 Conditions générales	89
4.1 Méthode de mesure acoustique	89
4.2 Coupleurs acoustiques et simulateurs d'oreille occluse	90
4.3 Signaux d'entrée et plage de fréquences	91
4.4 Rapports sur les données	91
5 Equipement d'essai	92
5.1 Généralités	92
5.2 Enceinte d'essai.....	92
5.2.1 Généralités	92
5.2.2 Type 1, "chambre anéchoïque"	92
5.2.3 Type 2, "caisson d'essai"	93
5.3 Configuration de mesure	93
5.3.1 Généralités	93
5.3.2 Configuration de mesure pour les appareils de correction auditive non directionnels	94
5.3.3 Configuration de la mesure pour les appareils de correction auditive directionnels	96
5.4 Méthode de mesure séquentielle.....	98
5.5 Autres méthodes de mesure	99
5.6 Mesure de la réponse acoustique.....	99
5.7 Système de source sonore.....	99
5.8 Système de mesure du niveau de pression acoustique et de la distorsion produits par un appareil de correction auditive	100
5.9 Entrée électrique.....	101
5.10 Système de mesure du courant continu.....	101
5.11 Source du champ magnétique pour les mesures du SPLIV.....	101
5.12 Source du champ magnétique pour les appareils de correction auditive à bobine d'induction captrice destinés à être utilisés avec un téléphone	102
6 Conditions normales de fonctionnement pour un appareil de correction auditive	102
6.1 Généralités	102
6.2 Tensions de batterie ou d'alimentation	103
6.3 Réglages des commandes	103
6.3.1 Généralités	103
6.3.2 Réglage intégral (FOS).....	103
6.3.3 Réglage de référence pour les essais (RTS).....	104
6.4 Conditions ambiantes.....	104
6.5 Connexion acoustique à l'appareil de correction auditive	104
6.6 Accessoires	104
7 Mesures fondamentales des appareils de correction auditive.....	105
7.1 Généralités	105
7.2 Courbes de réponse en fréquence	105
7.3 Courbe de réponse en fréquence OSPL90	105
7.4 Courbe de réponse en fréquence en gain intégral	106

7.5	Courbe de réponse en fréquence fondamentale	107
7.5.1	Procédure d'essai	107
7.5.2	Plage de fréquences d'amplification	107
7.5.3	Gain de référence pour les essais (RTG)	108
7.6	Distorsion harmonique totale	108
8	Mesures spéciales des appareils de correction auditive	109
8.1	Généralités	109
8.2	Distorsion par différence de fréquence	109
8.2.1	Produits de distorsion par différence de fréquence	109
8.2.2	Distorsion par différence de fréquence totale	111
8.3	Bruit d'entrée équivalent (EIN, <i>Equivalent Input Noise</i>)	112
8.4	Bruit d'entrée équivalent dans les bandes d'un tiers d'octave (EIN pour un tiers d'octave)	113
8.5	Mesures d'appareils de correction auditive à commande automatique de gain	116
8.5.1	Généralités	116
8.5.2	Caractéristiques d'entrée-sortie en régime établi	116
8.5.3	Caractéristiques de la commande automatique de gain (temps d'attaque et de relâchement)	117
8.6	Effets de la commande de tonalité et de la commande de gain	117
8.6.1	Réponse en fréquence fondamentale: effet de la position de la commande de tonalité	117
8.6.2	Réponse en fréquence fondamentale: effet de la position de la commande de gain	118
8.6.3	Caractéristiques de la commande de gain	118
8.7	Mesures liées à la batterie	118
8.7.1	Généralités	118
8.7.2	Mesure du courant de la batterie	118
8.7.3	Effets de la variation de la tension de batterie ou d'alimentation et de la résistance interne	119
9	Mesures spéciales pour appareils de correction auditive à entrée non acoustique	120
9.1	Généralités	120
9.2	Equivalence des niveaux de sortie pour une entrée non acoustique	120
9.3	Montage de mesure pour une entrée sans fil (WL, <i>WireLess</i>)	120
9.3.1	Généralités	120
9.3.2	Montage de mesure	120
9.3.3	Réponse en fréquence fondamentale d'une entrée sans fil SPLWL	121
9.3.4	HFA-SPLWL	121
9.3.5	Réponse en fréquence au réglage intégral	121
9.3.6	Equivalence de la sensibilité de l'entrée sans fil (EWLS)	122
9.4	Appareils de correction auditive avec entrée électrique	122
9.4.1	Généralités	122
9.4.2	Réponse en fréquence fondamentale (SPLEI)	122
9.4.3	HFA-SPLEI	122
9.4.4	Réponse en fréquence au réglage intégral	122
9.4.5	Sensibilité équivalente de l'entrée électrique (EEIS)	122
9.4.6	Connecteur pour entrée électrique	123
9.5	Appareils de correction auditive à bobine d'induction captrice dans un champ magnétique vertical	123
9.5.1	Généralités	123

9.5.2	Réponse en fréquence fondamentale dans un champ magnétique vertical (SPLIV)	123
9.5.3	Réponse en fréquence au réglage intégral (SPLIV au réglage intégral)	124
9.5.4	Effet de la position de la commande de gain sur la réponse en fréquence	124
9.5.5	Distorsion harmonique	124
9.5.6	HFA-SPLIV	125
9.5.7	Sensibilité équivalente du capteur inductif (ETLS)	125
9.5.8	HFA-SPLIV au réglage intégral	125
9.6	Appareils de correction auditive à bobine d'induction captrice destinés à être utilisés avec un téléphone	125
9.6.1	Courbe de réponse SPLITS	125
9.6.2	HFA-SPLITS	126
9.6.3	Sensibilité téléphonique équivalente simulée relative (RSETS)	126
10	Mesure des caractéristiques fonctionnelles aux fins d'assurance de la qualité de la production, de l'approvisionnement et de la livraison	127
10.1	Généralités	127
10.2	Caractéristiques nominales	127
10.3	Gain de référence pour les essais	128
10.4	OSPL90	128
10.5	Gain intégral	128
10.6	Courbe de réponse en fréquence	128
10.7	Fréquences de bande passante f_1 et f_2	129
10.8	Tensions de batterie ou d'alimentation	129
10.9	Courant de batterie	130
10.10	Distorsion harmonique totale	130
10.11	Niveau de bruit d'entrée équivalent	130
10.12	HFA-SPLIV au réglage intégral	131
10.13	Sensibilité équivalente du capteur inductif (ETLS)	131
10.14	Sensibilité téléphonique équivalente simulée relative (RSETS)	131
10.15	HFA-SPLITS	131
10.16	Sensibilité équivalente de l'entrée électrique (EEIS)	131
10.17	Caractéristiques d'entrée-sortie en régime permanent de la commande automatique de gain	132
10.18	Temps d'attaque nominal et temps de relâchement nominal	132
11	Incertitude élargie maximale admise pour les mesures	132
Annexe A	(normative) Méthode de mesure simultanée	135
A.1	Généralités	135
A.2	Méthode de mesure	135
A.3	Comparaison de la méthode simultanée	135
Annexe B	(normative) Méthode de mesure de substitution	136
B.1	Généralités	136
B.2	Méthode de mesure	136
B.3	Comparaison de la méthode de substitution	137
Annexe C	(normative) Effet MLE sur les appareils de correction auditive à entrée non acoustique	138
C.1	Equivalence des entrées acoustiques et non acoustiques	138
C.2	Mesure de l'équivalence <i>in situ</i> lorsque le MLE est connu	139
C.3	Equivalence HFA des niveaux de sortie pour les entrées non acoustiques	140

C.3.1	Généralités	140
C.3.2	Equivalence des niveaux de sortie <i>in situ</i> pour la sensibilité de l'entrée sans fil (EWLS)	141
C.3.3	Equivalence des niveaux de sortie <i>in situ</i> pour la sensibilité de l'entrée électrique (EEIS)	141
C.3.4	Equivalence des niveaux de sortie <i>in situ</i> pour la sensibilité équivalente du capteur inductif (ETLS)	142
C.3.5	Equivalence des niveaux de sortie <i>in situ</i> pour la sensibilité téléphonique (RSETS)	142
Annexe D	(informative) Exemples de calculs de l'incertitude	143
D.1	Généralités	143
D.2	Calculs de l'incertitude	143
D.3	Système de source sonore pour caisson d'essai	143
D.4	Système de source sonore pour chambre anéchoïque	144
D.5	Mesures d'appareils de correction auditive	145
Annexe E	(informative) Comparaison des coupleurs de 2 cm ³ et de 0,4 cm ³	146
E.1	Généralités	146
E.2	Influence de l'impédance de la source sonore	146
E.3	Comparaison des réponses en fréquence des coupleurs de 0,4 cm ³ et de 2 cm ³ et du simulateur d'oreille occluse	148
Bibliographie		150
Figure 1	– Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive porté derrière l'oreille	95
Figure 2	– Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive intra-auriculaire	96
Figure 3	– Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive directionnel	98
Figure 4	– Simulateur de champ magnétique de téléphone (TMFS)	102
Figure 5	– Exemple de courbe OSPL90 et de courbe de réponse en fréquence fondamentale	106
Figure 6	– Exemple de détermination de la plage de fréquences à partir de la courbe de réponse en fréquence fondamentale	108
Figure 7	– Exemple d'harmonique fondamental et de produits de distorsion par différence de fréquence	111
Figure 8	– Exemple de distorsion par différence de fréquence totale	112
Figure 9	– Exemple de gain d'un appareil de correction auditive	114
Figure 10	– Exemple de bruit de sortie d'un appareil de correction auditive et de bruit de l'équipement d'essai	115
Figure 11	– Exemple de bruit d'entrée équivalent de l'appareil de correction auditive et de bruit ambiant	116
Figure 12	– Exemple de caractéristiques d'entrée-sortie en régime établi	117
Figure 13	– Montage de mesure pour une entrée sans fil	121
Figure 14	– Exemple d'appareils de correction auditive positionnés sur un TMFS lors d'un essai SPLITS	126
Figure 15	– Exemple de limites de tolérance et de détermination de la plage de fréquences à partir de la courbe de réponse en fréquence fondamentale	129
Figure 16	– Intervalle d'acceptation du fabricant (a) et intervalle d'acceptation de l'acheteur (b) avec tolérance et incertitude maximale admise $U_{\max}$	134

Figure B.1 – Exemple de montage d'essai pour la méthode de substitution.....	137
Figure C.1 – Trajets de transmission acoustique a) et non acoustique b).....	139
Figure C.2 – Exemple d'équivalence SPLIV pour appareil ITC	140
Figure E.1 – Ecart du rapport volumique normalisé des coupleurs en fonction du volume efficace de la source V_s	147
Figure E.2 – Réponses en fréquence de l'amplitude de l'impédance acoustique des coupleurs de 2 cm ³ et de 0,4 cm ³ , et de différents types d'appareils de correction auditive.....	148
Figure E.3 – Mesure comparative des réponses en fréquence du coupleur de 0,4 cm ³ , du coupleur de 2 cm ³ et du simulateur d'oreille occluse.....	149
Tableau 1 – Présentation générale de l'utilisation des coupleurs acoustiques et des simulateurs d'oreille occluse	91
Tableau 2 – Résistances et tensions en circuit ouvert pour simulateurs de batterie zinc-air	103
Tableau 3 – Fréquences d'essai de distorsion et niveaux de pression acoustique d'entrée	109
Tableau 4 – OSPL90: Ecart acceptable par rapport aux valeurs nominales:.....	128
Tableau 5 – Gain intégral: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale	128
Tableau 6 – Tolérances et intervalles d'acceptation de la réponse en fréquence.....	128
Tableau 7 – Courant de batterie: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale	130
Tableau 8 – Distorsion harmonique totale: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale.....	130
Tableau 9 – Niveau de bruit d'entrée équivalent: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale	130
Tableau 10 – HFA-SPLIV au réglage intégral: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale.....	131
Tableau 11 – ETLS: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale.....	131
Tableau 12 – RSETS: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale	131
Tableau 13 – HFA-SPLITS: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale	131
Tableau 14 – EEIS: Ecart acceptable par rapport à la valeur nominale	132
Tableau 15 – Ecart acceptable par rapport aux valeurs nominales aux niveaux d'entrée de 50 dB et de 90 dB	132
Tableau 16 – Valeurs de $U_{\max}$ pour les mesures	133
Tableau C.1 – HFA-MLE pour différents types d'appareils de correction auditive	141
Tableau D.1 – Incertitude du système de source sonore pour caisson d'essai.....	144
Tableau D.2 – Incertitude du système de source sonore pour chambre anéchoïque.....	144
Tableau D.3 – Incertitude de mesure d'appareils de correction auditive	145

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

**ÉLECTROACOUSTIQUE –
APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –****Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de
correction auditive****AVANT-PROPOS**

- 1) La Commission Électrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets.

L'IEC 60118-0 a été établie par le comité d'études 29 de l'IEC: Electroacoustique. Il s'agit d'une Norme internationale.

Cette quatrième édition fusionne et met à jour les méthodes décrites précédemment dans l'IEC 60118-0:2015 et l'IEC 60118-7:2005. Elle annule et remplace la troisième édition de l'IEC 60118-0 parue en 2015. Cette édition constitue une révision technique.

Les mesures de contrôle de la qualité décrites dans l'IEC 60118-7:2005 peuvent être consultées à l'Article 10 du présent document.

Cette édition inclut les modifications techniques majeures suivantes par rapport aux éditions précédentes:

- a) utilisation par défaut d'un coupleur acoustique selon l'IEC 60318-5;
- b) ajout de l'utilisation facultative d'un simulateur d'oreille occluse selon l'IEC 60318-4;
- c) ajout de l'utilisation facultative d'un coupleur acoustique selon l'IEC 60318-8 (nouvelle norme fondée sur l'IEC TS 62886), lorsque des informations concernant la réponse au-dessus de 8 kHz sont nécessaires, ou l'utilisation facultative d'un coupleur acoustique selon l'IEC 60318-8 pour les appareils de correction auditive à insertion profonde;
- d) ajout de mesures des performances des appareils de correction auditive aux fins d'assurance de la qualité de la production, de l'approvisionnement et de la livraison;
- e) correction et mise à jour de la configuration et des méthodes de mesure, avec ajout de l'utilisation d'une mesure séquentielle comme configuration privilégiée;
- f) mise à jour et élargissement des procédures de mesure pour les entrées non acoustiques des appareils de correction auditive.

NOTE La méthode de substitution décrite à l'Annexe B n'a aucun rapport avec la méthode de substitution décrite dans l'IEC 60118-0:2015.

Le texte de cette Norme internationale est issu des documents suivants:

Projet	Rapport de vote
29/1126/FDIS	29/1129/RVD

Le rapport de vote indiqué dans le tableau ci-dessus donne toute information sur le vote ayant abouti à son approbation.

La langue employée pour l'élaboration de cette Norme internationale est l'anglais.

Ce document a été rédigé selon les Directives ISO/IEC, Partie 2, il a été développé selon les Directives ISO/IEC, Partie 1 et les Directives ISO/IEC, Supplément IEC, disponibles sous www.iec.ch/members_experts/refdocs. Les principaux types de documents développés par l'IEC sont décrits plus en détail sous www.iec.ch/standardsdev/publications.

Une liste de toutes les parties de la série IEC 60118, publiées sous le titre général *Electroacoustique – Appareils de correction auditive*, se trouve sur le site web de l'IEC.

Le comité a décidé que le contenu de ce document ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous webstore.iec.ch dans les données relatives au document recherché. A cette date, le document sera

- reconduit,
- supprimé,
- remplacé par une édition révisée, ou
- amendé.

ÉLECTROACOUSTIQUE – APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –

Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive

1 Domaine d'application

La présente partie de l'IEC 60118 donne des recommandations pour la mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive à conduction aérienne avec un coupleur acoustique ou un simulateur d'oreille occluse.

Le présent document s'applique à la mesure et à l'évaluation des caractéristiques électroacoustiques des appareils de correction auditive, par exemple pour les essais de type et les fiches techniques des fabricants.

Le présent document s'applique également pour la mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive aux fins d'assurance de la qualité de la production, de l'approvisionnement et de la livraison.

Les résultats de mesure obtenus par les méthodes spécifiées dans le présent document expriment le fonctionnement dans les conditions de mesure et peuvent s'écarter sensiblement du fonctionnement de l'appareil de correction auditive en conditions réelles d'utilisation.

Le présent document utilise principalement un coupleur acoustique selon l'IEC 60318-5, qui est seulement destiné au chargement d'un appareil de correction auditive avec une impédance acoustique spécifiée et qui n'a pas pour objet de reproduire la pression acoustique à l'intérieur de l'oreille humaine. Pour des mesures qui reflètent le niveau de sortie dans l'oreille humaine normale, le simulateur d'oreille occluse selon l'IEC 60318-4 peut être utilisé. Pour des mesures à hautes fréquences étendues et pour des appareils de correction auditive à insertion profonde, le coupleur acoustique selon l'IEC 60318-8 peut être utilisé.

Le présent document couvre également la mesure des appareils de correction auditive avec des entrées non acoustiques, telles que des entrées sans fil, inductives ou électriques.

Le présent document ne couvre pas la mesure des appareils de correction auditive dans des conditions simulées de fonctionnement *in situ*, pour laquelle l'IEC 60118-8 peut être utilisée.

Le présent document ne couvre pas la mesure des appareils de correction auditive sous des réglages utilisateurs types et à l'aide d'un signal de type parole, pour laquelle l'IEC 60118-15 peut être utilisée.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

IEC 60118-12, *Appareils de correction auditive – Partie 12: Dimensions des connecteurs électriques*

IEC 60318-4:2010, *Électroacoustique – Simulateurs de tête et d'oreille humaines – Partie 4: Simulateur d'oreille occluse pour la mesure des écouteurs couplés à l'oreille par des embouts*

IEC 60318-5, *Électroacoustique – Simulateurs de tête et d'oreille humaines – Partie 5: Coupleur de 2 cm³ pour la mesure des appareils de correction auditive et des écouteurs couplés à l'oreille par des embouts*

IEC 60318-8, *Électroacoustique – Simulateurs de tête et d'oreille humaines – Partie 8: Coupleur acoustique pour les mesurages à hautes fréquences des appareils de correction auditive et des écouteurs couplés à l'oreille par des embouts*

IEC 60268-2, *Équipements pour systèmes électroacoustiques – Partie 2: Explication des termes généraux et méthodes de calcul*

IEC 60263, *Échelles et dimensions des graphiques pour le tracé des courbes de réponse en fréquence et des diagrammes polaires*

IEC 61094-4, *Microphones de mesure – Partie 4: Spécifications des microphones étalons de travail*

ISO 3, *Nombres normaux – Séries de nombres normaux*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions suivants s'appliquent.

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <http://www.iso.org/obp>

3.1

SPL

niveau de pression acoustique

dix fois le logarithme décimal du rapport du carré de la pression acoustique, p , au carré d'une valeur de référence, p_0 , exprimé en décibels, où la valeur de référence, p_0 , est égale à 20 μPa

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPL" est dérivée du terme anglais développé correspondant "sound pressure level".

[SOURCE: ISO/TR 25417:2007, 2.2, modifié – L'abréviation a été ajoutée et la formule et les notes à l'article ont été omises.]

3.2

appareil de correction auditive

instrument portable destiné à aider une personne malentendante

Note 1 à l'article: Un appareil de correction auditive se compose habituellement d'un microphone, d'un amplificateur, d'un processeur de signaux et d'un écouteur, alimenté par une batterie, et susceptible de comporter également d'autres dispositifs de captage des signaux tels qu'une bobine d'induction, une entrée sans fil ou une entrée électrique. Il est ajusté en utilisant des méthodes audiométriques et prescriptives.

Note 2 à l'article: Un appareil de correction auditive peut être placé sur le corps (BW, *Body Worn*), derrière l'oreille (BTE, *Behind The Ear*), dans l'oreille (ITE, *In The Ear*, également appelé "intraconque"), dans le conduit auditif (ITC, *In The Canal*), avec le récepteur dans le conduit auditif (RIC, *Receiver In Canal*) ou intégralement dans le conduit auditif (CIC, *Completely In the Canal*).

3.3

appareil de correction auditive directionnel

appareil de correction auditive pour lequel le gain acoustique dépend de la direction des ondes sonores lorsque mesurée dans des conditions de champ acoustique libre

Note 1 à l'article: En général, un appareil de correction auditive avec un seul port d'entrée sonore est non directionnel et un appareil de correction auditive avec plusieurs ports d'entrée sonore est directionnel.

3.4

appareil de correction auditive non directionnel

appareil de correction auditive pour lequel le gain acoustique est indépendant de la direction des ondes sonores lorsque mesurée dans des conditions de champ acoustique libre

Note 1 à l'article: En général, un appareil de correction auditive avec un seul port d'entrée sonore est non directionnel et un appareil de correction auditive avec plusieurs ports d'entrée sonore est directionnel.

3.5

commande de gain

commande à fonctionnement manuel ou électronique pour le réglage de la réponse en gain total

3.6

commande de tonalité

commande à fonctionnement manuel ou électronique pour le réglage du gain dépendant de la fréquence

3.7

référence verticale

ligne qui traverse ou qui figure sur un appareil de correction auditive, qui est verticale lorsque l'appareil est positionné sur un simulateur de tête et de torse (selon Figure C.1 de l'IEC 60118-8:2005) ou, dans le cas d'un appareil de correction auditive sur mesure, lorsque l'appareil est porté normalement par l'utilisateur

3.8

point de référence

point associé au(x) port(s) d'entrée sonore de l'appareil de correction auditive afin de définir la position de l'appareil de correction auditive ou du microphone-émetteur sans fil

Note 1 à l'article: Pour un appareil de correction auditive avec un seul port d'entrée sonore, le point de référence se trouve au niveau du port d'entrée sonore. Pour un appareil de correction auditive avec deux ports d'entrée sonore ou plus, le point de référence se trouve au niveau du centre géométrique entre les ports d'entrée.

3.9

point d'essai

emplacement de l'enceinte d'essai auquel les mesures du niveau de pression acoustique se rapportent ou auquel la force du champ magnétique est déterminée, et auquel le point de référence de l'appareil de correction auditive ou du microphone-émetteur sans fil est placé pour les essais

3.10

espace d'essai

espace qui contient le volume d'essai et le point d'essai où l'appareil de correction auditive ou le microphone-émetteur sans fil est placé pour l'essai

3.11

volume d'essai

volume de l'espace d'essai dans lequel le champ acoustique présente les conditions exigées pour l'essai

3.12

coupleur acoustique

appareil prévu pour mesurer la sortie acoustique des sources sonores, la pression sonore étant mesurée par un microphone étalonné, couplé à la source par une cavité de forme et volume prédéterminés, qui n'est pas nécessairement une approximation de l'impédance acoustique de l'oreille humaine normale

3.13

simulateur d'oreille

dispositif de mesure de la sortie acoustique de sources sonores, où la pression acoustique est mesurée à l'aide un microphone étalonné couplé à la source (sonore), de sorte que l'impédance acoustique globale du dispositif avoisine celle de l'oreille humaine normale en un emplacement donné et dans une bande de fréquences donnée

[SOURCE: IEC 60318-4:2010, 3.4]

3.14

SPL d'entrée

niveau de pression acoustique d'entrée

niveau de pression acoustique au point de référence de l'appareil de correction auditive

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPL" est dérivée du terme anglais développé correspondant "sound pressure level".

3.15

réponse en fréquence

niveau de pression acoustique mesuré dans le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille, exprimé en fonction de la fréquence dans des conditions d'essai spécifiées

3.16

courbe de réponse en fréquence fondamentale

courbe de réponse en fréquence obtenue au réglage d'essai de référence pour les essais avec un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB

3.17

caractéristiques d'entrée-sortie

pour une fréquence unique, tracé graphique du niveau de pression acoustique mesuré dans le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille (ordonnée) par rapport au niveau de pression acoustique appliqué à l'appareil de correction auditive (abscisse), avec des dimensions d'échelle en décibels identiques pour les deux axes

3.18

HFA

moyenne pour les fréquences élevées

moyenne du gain ou du niveau de pression acoustique, exprimée en décibels, pour les fréquences 1 000 Hz, 1 600 Hz et 2 500 Hz

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high-frequency average".

3.19

appareil de correction auditive à destination particulière

appareil de correction auditive dont le gain intégral à chaque fréquence dépasse le gain intégral à 1 000 Hz ou à 1 600 Hz ou à 2 500 Hz de plus de 15 dB

3.20

SPA

moyenne à destination particulière

moyenne du gain ou du niveau de pression acoustique, exprimée en décibels, à trois fréquences de bande d'un tiers d'octave, chacune étant séparée par deux tiers d'octave, choisies et indiquées par le fabricant

Note 1 à l'article: Dans le présent document, lorsque le terme "moyenne pour les fréquences élevées" ou "HFA" apparaît, il peut être remplacé par "moyenne à destination particulière" ou "SPA" pour les appareils de correction auditive à destination particulière.

Note 2 à l'article: L'abréviation "SPA" est dérivée du terme anglais développé correspondant "special purpose average".

3.21

gain acoustique

pour chaque fréquence d'essai, différence, exprimée en décibels, obtenue en soustrayant le niveau de pression acoustique d'entrée du niveau de pression acoustique produit à la sortie de l'appareil de correction auditive dans le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille occluse

3.22

OSPL90

niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille occluse pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB, l'appareil de correction auditive étant réglé sur le réglage intégral

Note 1 à l'article: Il est admis que le niveau de pression acoustique maximal peut être obtenu pour un niveau de pression acoustique d'entrée supérieur ou occasionnellement inférieur à 90 dB. Cependant, les différences sont généralement faibles pour la plage de fréquences concernée et l'utilisation d'un seul SPL d'entrée de 90 dB est très commode pour le tracé automatique de la courbe de réponse du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB.

Note 2 à l'article: L'abréviation "OSPL90" est dérivée du terme anglais développé correspondant "output SPL for 90 dB input SPL".

3.23

HFA-OSPL90

moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-OSPL90" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high-frequency average of the OSPL90".

3.24

valeur OSPL90 maximale

valeur maximale de la courbe de réponse en fréquence OSPL90

3.25

FOG

gain intégral

gain acoustique pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 50 dB, l'appareil de correction auditive étant réglé sur le réglage intégral

Note 1 à l'article: L'abréviation "FOG" est dérivée du terme anglais développé correspondant "full-on gain".

3.26

HFA-FOG

moyenne pour les fréquences élevées du FOG

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-FOG" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high frequency average of the full-on gain".

3.27

valeur FOG maximale

valeur maximale de la courbe de réponse en fréquence FOG

3.28

RTS

réglage de référence pour les essais

réglages de l'appareil de correction auditive nécessaire pour produire, pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB, une moyenne de gain pour les fréquences élevées égale à $\pm 1,5$ dB près à la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB diminué de 77 dB, ou, si la moyenne du gain acoustique intégral pour les fréquences élevées correspondant à un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB est inférieure à la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB diminué de 77 dB, le réglage intégral de l'appareil de correction auditive

Note 1 à l'article: Pour la plupart des appareils de correction auditive, l'utilisation d'un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB et d'un réglage du gain correspondant à un niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB diminué de 17 dB permet de s'assurer que, pour un niveau global de parole de 65 dB, les pointes ne dépassent pas l'OSPL90.

Note 2 à l'article: L'abréviation "RTS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "reference test setting".

3.29

RTG

gain de référence pour les essais

moyenne du gain pour les fréquences élevées pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB, le réglage de l'appareil de correction auditive étant le réglage de référence pour les essais

Note 1 à l'article: L'abréviation "RTG" est dérivée du terme anglais développé correspondant "reference test gain".

3.30

FOS

réglage intégral

réglage de l'appareil de correction auditive qui donne le gain le plus élevé dans la plage de fréquences de l'appareil de correction auditive et qui présente les moindres limitations de sortie possibles

Note 1 à l'article: L'abréviation "FOS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "full-on setting".

3.31

AGC

commande automatique de gain

moyen (autre qu'un écrêtage) qui permet de régler automatiquement le gain en fonction du niveau du signal amplifié

Note 1 à l'article: L'abréviation "AGC" est dérivée du terme anglais développé correspondant "automatic gain control".

3.32

appareil de correction auditive à commande automatique de gain

appareil de correction auditive qui comporte une commande automatique de gain

3.33

compression

type d'AGC dans lequel un changement incrémental dans le niveau de pression acoustique d'entrée produit un changement incrémental plus faible dans le niveau de pression acoustique de sortie

3.34**expansion**

type d'AGC dans lequel un changement incrémental dans le niveau de pression acoustique d'entrée produit un changement incrémental plus important dans le niveau de pression acoustique de sortie

3.35**tension d'alimentation**

tension aux bornes de la batterie qui alimente l'appareil de correction auditive lorsque celui-ci est en fonctionnement

3.36**SPLWL****niveau de pression acoustique avec entrée sans fil**

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur acoustique lorsque l'appareil de correction auditive est au réglage de référence pour les essais et lorsque l'entrée est un signal sinusoïdal avec un niveau de pression acoustique de 60 dB au niveau du microphone-émetteur sans fil

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPLWL" est dérivée du terme anglais développé correspondant "SPL with a wireless input".

3.37**HFA-SPLWL****moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique avec entrée sans fil**

moyenne pour les fréquences élevées des niveaux SPLWL

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-SPLWL" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high-frequency average SPL with a wireless input".

3.38**EWLS****sensibilité équivalente de l'entrée sans fil**

différence, exprimée en décibels, obtenue en soustrayant le gain de référence pour les essais, majoré de 60 dB, de la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique avec entrée sans fil

Note 1 à l'article: L'abréviation "EWLS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "equivalent wireless input sensitivity level".

3.39**SPLEI****niveau de pression acoustique avec entrée électrique**

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur acoustique lorsque l'appareil de correction auditive est au réglage de référence pour les essais et lorsque l'entrée électrique est un signal alternatif sinusoïdal de 0,67 mV avec le programme d'entrée électrique choisi

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPLEI" est dérivée du terme anglais développé correspondant "SPL with an electric input".

3.40**HFA-SPLEI****moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique avec entrée électrique**

moyenne pour les fréquences élevées des niveaux SPLEI

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-SPLEI" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high-frequency average SPL with an electric input".

3.41

EEIS

sensibilité équivalente de l'entrée électrique

différence, exprimée en décibels, obtenue en soustrayant le gain de référence pour les essais, majoré de 60 dB, de la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique avec entrée électrique

Note 1 à l'article: Cette définition a été modifiée de sorte que "gain de référence pour les essais, majoré de 60 dB" remplace "gain de référence pour les essais, majoré de 70 dB", utilisé dans les éditions précédentes du présent document.

Note 2 à l'article: L'abréviation "EEIS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "equivalent electrical input sensitivity level".

3.42

SPLIV

niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur acoustique lorsque l'appareil de correction auditive est au réglage de référence pour les essais et lorsque l'entrée est un champ magnétique alternatif sinusoïdal de -30 dB pour 1 A/m (= 31,6 mA/m) parallèle à la référence verticale avec le programme T choisi

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPLIV" est dérivée du terme anglais développé correspondant "SPL in a vertical magnetic field".

3.43

HFA-SPLIV

moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical

moyenne pour les fréquences élevées des niveaux SPLIV

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-SPLIV" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high-frequency average SPL in a vertical magnetic field".

3.44

ETLS

sensibilité équivalente du capteur inductif

différence, exprimée en décibels, obtenue en soustrayant le gain de référence pour les essais, majoré de 60 dB, de la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical

Note 1 à l'article: L'abréviation "ETLS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "equivalent test loop sensitivity level".

3.45

SPLITS

niveau de pression acoustique pour un simulateur de téléphone inductif

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur par un appareil de correction auditive réglé au réglage de référence pour les essais lorsque l'entrée est le champ magnétique généré par un simulateur de champ magnétique de téléphone

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPLITS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "SPL for an inductive telephone simulator".

3.46

HFA-SPLITS

moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique pour un simulateur de téléphone inductif

moyenne pour les fréquences élevées du SPLITS

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-SPLITS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high-frequency average SPL for an inductive telephone simulator".

3.47**TMFS****simulateur de champ magnétique de téléphone**

appareil qui permet de produire un champ magnétique de niveau et de forme géométrique réguliers lorsqu'il est alimenté par un courant de $I = 6/N$ mA, où N est le nombre de tours dans la bobine

Note 1 à l'article: L'abréviation "TMFS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "telephone magnetic field simulator".

3.48**RSETS****sensibilité téléphonique équivalente simulée relative**

différence, exprimée en décibels, obtenue en soustrayant le gain de référence pour les essais, majoré de 60 dB, de la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique pour un simulateur de téléphone inductif

Note 1 à l'article: L'abréviation "RSETS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "relative simulated equivalent telephone sensitivity level".

3.49**MLE****effet de l'emplacement du microphone**

écart du niveau de pression acoustique d'entrée au microphone de l'appareil de correction auditive par rapport à la valeur en champ libre dû à la présence de la tête/du corps et au positionnement de l'appareil de correction auditive

Note 1 à l'article: L'abréviation "MLE" est dérivée du terme anglais développé correspondant "microphone location effect".

4 Conditions générales**4.1 Méthode de mesure acoustique**

La méthode de mesure acoustique repose sur les exigences générales suivantes.

- a) Utilisation d'une enceinte d'essai bien définie, adaptée à la mesure décrite en 5.2. Une chambre anéchoïque qui fournit un champ acoustique mieux défini peut être utilisée pour la mesure d'un appareil de correction auditive en mode directionnel.
- b) La sortie de l'appareil de correction auditive est mesurée avec un coupleur acoustique ou un simulateur d'oreille occluse, décrit en 4.2.
- c) Pression acoustique indépendante de la fréquence constante au point de référence de l'appareil de correction auditive, qui tient compte des facteurs suivants:
 - 1) le son diffracté de l'appareil de correction auditive ou de l'émetteur sans fil doit être inclus dans l'égalisation du champ acoustique,
 - 2) les fuites acoustiques de l'émetteur de l'appareil de correction auditive ne doivent pas compenser le champ acoustique égalisé (principalement problématique avec les appareils de correction auditive à gain élevé et/ou à sortie élevée).
- d) Il convient de réduire le plus possible les diffractions acoustiques dans l'enceinte d'essai, telles que celles du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occluse, des dispositifs de fixation et du microphone de commande, à l'exception de celles de l'appareil de correction auditive ou du microphone-émetteur sans fil.

Les configurations de mesure sont décrites en 5.3.

4.2 Coupleurs acoustiques et simulateurs d'oreille occluse

Les mesures des caractéristiques fonctionnelles de l'appareil de correction auditive doivent être réalisées avec l'un des coupleurs acoustiques ou simulateurs d'oreille occluse suivants.

- a) Pour les mesures fondamentales décrites à l'Article 7 sur la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz, un coupleur acoustique de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5 doit être utilisé par défaut. Pour des mesures supplémentaires, par exemple pour simuler des conditions d'utilisation réalistes, un simulateur d'oreille occluse selon l'IEC 60318-4 peut être utilisé.
- b) Pour les mesures spéciales des appareils de correction auditive décrites à l'Article 8 et à l'Article 9 sur la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz, un coupleur acoustique de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5 doit être utilisé.
- c) Pour les mesures aux fins d'assurance de la qualité décrites à l'Article 10 sur la plage de fréquences de 200 Hz à 5 000 Hz, un coupleur acoustique de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5 doit être utilisé.
- d) Pour les mesures à hautes fréquences sur la plage de fréquences de 200 Hz à 16 000 Hz, un coupleur acoustique de 0,4 cm³ selon l'IEC 60318-8 doit être utilisé.
- e) Pour les appareils de correction auditive à insertion profonde dans l'oreille, un coupleur acoustique de 0,4 cm³ selon l'IEC 60318-8 peut également être utilisé. Si un coupleur acoustique de 0,4 cm³ est utilisé, la plage de fréquences est de 200 Hz à 8 000 Hz. Pour les mesures à hautes fréquences, une plage de 200 Hz à 16 000 Hz doit être utilisée.

La plage de fréquences est limitée à une plage de 200 Hz à 5 000 Hz lorsque les mesures sont réalisées dans une enceinte d'essai de type 2 (caisson d'essai); voir 5.2.3.

Le Tableau 1 fournit une présentation générale de l'utilisation des coupleurs acoustiques et des simulateurs d'oreille occluse. Le type de coupleur acoustique ou de simulateur d'oreille occluse doit être indiqué.

Pour les mesures de la distorsion par différence de fréquence (totale) décrites en 8.2, les coupleurs selon l'IEC 60318-5 ou l'IEC 60318-8 peuvent également être utilisés pour mesurer les produits de distorsion jusqu'à 100 Hz.

NOTE 1 Le coupleur de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5 est destiné au chargement d'un appareil de correction auditive qui présente une impédance acoustique spécifiée et n'a pas pour objet de charger l'appareil de correction auditive avec une impédance acoustique qui simule une oreille humaine normale.

NOTE 2 Le simulateur d'oreille occluse selon l'IEC 60318-4 est destiné à charger l'appareil de correction auditive avec une impédance acoustique qui simule une oreille humaine normale.

NOTE 3 Le coupleur de 0,4 cm³ selon l'IEC 60318-8 est destiné au chargement d'un appareil de correction auditive qui présente une impédance acoustique spécifiée et n'a pas pour objet de charger l'appareil de correction auditive avec une impédance acoustique qui simule une oreille humaine normale. L'avantage par rapport au coupleur de 2 cm³ est qu'il est adapté aux mesures jusqu'à 16 kHz et que l'impédance acoustique estime mieux l'impédance présentée aux appareils de correction auditive à insertion profonde dans une oreille humaine.

Quel que soit le type d'appareil de correction auditive à conduction aérienne, la fuite acoustique du tube de couplage doit être suffisamment faible pour ne pas affecter le résultat de l'essai. Pour ce faire, une méthode consiste à utiliser un tube rigide.

Lorsqu'un coupleur acoustique de 2 cm³ est utilisé, le coupleur acoustique doit être maintenu conformément avec l'IEC 60318-5.

Lorsqu'un simulateur d'oreille occluse est utilisé, le coupleur acoustique doit être maintenu conformément avec l'IEC 60318-4.

Lorsqu'un coupleur acoustique de 0,4 cm³ est utilisé, le coupleur acoustique doit être maintenu conformément avec l'IEC 60318-8. Il convient de prendre des précautions particulières lorsqu'un tube de connexion est utilisé, car le volume du tube peut être important par rapport au volume du coupleur.

Les dispositifs de sortie utilisés doivent être spécifiés.

L'Annexe E fournit une comparaison entre un coupleur de 2 cm³ et un coupleur de 0,4 cm³.

Tableau 1 – Présentation générale de l'utilisation des coupleurs acoustiques et des simulateurs d'oreille occluse

Type de mesure	Plage de fréquences (voir également la spécification à la dernière ligne du présent Tableau 1)	Coupleur acoustique ou simulateur d'oreille occluse
Fondamentale (Article 7)	200 Hz à 8 000 Hz	IEC 60318-5 (coupleur de 2 cm ³)
Assurance de la qualité (Article 10)	200 Hz à 5 000 Hz	IEC 60318-5 (coupleur de 2 cm ³)
Spéciale (Article 8 et Article 9)	200 Hz à 8 000 Hz	IEC 60318-5 (coupleur de 2 cm ³)
Fondamentale (Article 7)	200 Hz à 8 000 Hz	IEC 60318-4 (simulateur d'oreille)
Toutes les mesures fondamentales et spéciales (Article 7, Article 8 et Article 9) pour lesquelles les réponses au-dessus de 8 kHz peuvent être pertinentes	200 Hz à 16 000 Hz	IEC 60318-8 (coupleur de 0,4 cm ³)
Toutes les mesures fondamentales et spéciales (Article 7, Article 8 et Article 9) pour appareils de correction auditive à insertion profonde	200 Hz à 8 000 Hz ou 200 Hz à 16 000 Hz	IEC 60318-8 (coupleur de 0,4 cm ³)
La plage de fréquences doit être limitée à une plage de 200 Hz à 5 000 Hz lorsque les mesurages sont réalisés dans une enceinte d'essai de type 2 (caisson d'essai).		

4.3 Signaux d'entrée et plage de fréquences

Toutes les mesures acoustiques, magnétiques et électriques doivent être réalisées avec des signaux d'entrée sinusoïdaux pour une plage de fréquences indiquée (aussi appelée bande passante) de 200 Hz à 5 000 Hz, de 200 Hz à 8 000 Hz, ou de 200 Hz à 16 000 Hz, comme cela est indiqué dans le Tableau 1. Les mesures doivent être effectuées aux fréquences préférentielles de l'ISO R40 (1/40 de décade ou un douzième d'octave) comme cela est spécifié dans l'ISO 3, sauf indication contraire. L'intervalle de fréquence entre les points de données dans les courbes de réponse en fréquence ne doit pas dépasser un douzième d'octave ou 100 Hz, selon la valeur la plus élevée.

4.4 Rapports sur les données

Toutes les données consignées doivent être clairement identifiées:

- "mesuré selon l'IEC 60118-0:2022 avec un coupleur acoustique de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5"; ou
- "mesuré selon l'IEC 60118-0:2022 avec un simulateur d'oreille occluse selon l'IEC 60318-4"; ou
- "mesuré selon l'IEC 60118-0:2022 avec un coupleur acoustique de 0,4 cm³ selon l'IEC 60318-8".

Dans le cas d'appareils de correction auditive intra-auriculaires faits sur mesure, les données de mesure s'appliquent uniquement à l'appareil de correction auditive particulier mesuré.

5 Equipement d'essai

5.1 Généralités

Toutes les précisions relatives à l'équipement essai de l'Article 5 sont des valeurs maximales acceptables. Les précisions réelles exigées dépendent également de l'incertitude maximale admise définie à l'Article 11. En pratique, les précisions réelles exigées peuvent avoir des valeurs beaucoup plus faibles; voir Annexe D, par exemple.

5.2 Enceinte d'essai

5.2.1 Généralités

Les stimuli indésirables dans l'enceinte d'essai, par exemple le bruit ambiant, les vibrations mécaniques et les champs parasites électriques ou magnétiques, doivent être suffisamment faibles pour ne pas affecter les résultats de plus de 0,5 dB. Cette condition est remplie si le niveau de sortie de l'appareil de correction auditive chute d'au moins 10 dB dans chaque bande de fréquences d'analyse, lorsque la source sonore est désactivée.

Toutes les mesures qui exigent une entrée acoustique sont réalisées dans un volume d'essai choisi, dans lequel le champ acoustique présente les conditions exigées, comme cela est spécifié en 5.2.2 et en 5.2.3.

5.2.2 Type 1, "chambre anéchoïque"

Un essai de type 1 "chambre anéchoïque" s'effectue dans un vaste espace d'essai dans lequel un champ acoustique libre est obtenu. En pratique, un champ acoustique libre est un champ dans lequel l'influence des réflexions aux limites ou autres objets perturbateurs est négligeable sur la plage de fréquences d'intérêt. Habituellement, une enceinte d'essai de type 1 "chambre anéchoïque" offre une distance source sonore-appareil de correction auditive d'au moins 1 m et une distance appareil de correction auditive-limites de la chambre d'au moins 1 m. Il convient que le champ acoustique du dispositif à l'essai soit une approximation d'un champ acoustique progressif émis par une source ponctuelle distante, sans réflexions. Voir également l'IEC 61094-8:2012.

Une enceinte d'essai de type 1 permet les mesures d'appareils de correction auditive suivantes:

- a) mesures jusqu'à 8 000 Hz au moins, et jusqu'à 16 kHz avec un coupleur de 0,4 cm³,
- b) mesures d'appareils de correction auditive directionnels. Cela permet la variation des paramètres acoustiques des appareils de correction auditive en fonction de l'incidence des ondes sonores.

Une enceinte d'essai de type 1 donne des résultats de mesure plus précis qu'une enceinte d'essai de type 2.

NOTE 1 Les résultats des essais réalisés sur des appareils de correction auditive directionnels en champ libre ne représentent en général pas les caractéristiques directionnelles in situ de l'appareil de correction auditive.

Pour la mesure des caractéristiques directionnelles dans des conditions simulées de fonctionnement in situ, l'IEC 60118-8 doit être utilisée.

L'espace d'essai d'une enceinte d'essai de type 1 "chambre anéchoïque" offre des conditions de champ acoustique essentiellement libre qui fournissent un champ acoustique progressif bien défini. Le champ acoustique doit satisfaire aux exigences suivantes:

- le SPL dans un volume essai de 20 mm × 20 mm × 20 mm qui contient le point d'essai ne doit pas s'écarter de plus de ±0,5 dB de 200 Hz à 6 300 Hz et de ±0,7 dB de 6 300 Hz à la limite de fréquence supérieure de l'essai.

NOTE 2 L'exigence ci-dessus comprend la correction de l'effet de la loi en carré inverse (1/r).

NOTE 3 Avec un écart 0,5 dB par rapport à la loi en carré inverse, le son perturbateur qui provient d'autres directions est de 25 dB inférieur au son qui provient de la direction avant.

NOTE 4 Un haut-parleur qui ne contient que des éléments coaxiaux de diamètre inférieur à 300 mm est généralement une source appropriée pour les mesures de type 1 en chambre anéchoïque.

NOTE 5 L'ISO 26101:2017 peut être utilisée à titre de recommandation pour la procédure de mesure. La méthode de qualification de l'Annexe A de l'ISO 26101:2017 peut être utilisée conformément à l'exigence ci-dessus.

Les fixations et les obstacles qui perturbent le champ acoustique doivent être maintenus au minimum.

5.2.3 Type 2, "caisson d'essai"

Un essai de type 2 "caisson d'essai" s'effectue dans une enceinte de petite taille, caractérisée par une distance source sonore-appareil de correction auditive sensiblement inférieure à 1 m (habituellement d'environ 10 cm). Il présente les caractéristiques suivantes:

- a) il est adapté aux mesures de 200 Hz à 5 000 Hz,
- b) les résultats dans un caisson d'essai de type 2 conviennent à des essais relatifs à la qualité, mais ne correspondent généralement pas aux résultats obtenus en chambre anéchoïque de type 1, en particulier pour les appareils de correction auditive directionnels.

Le champ acoustique dans l'espace d'essai d'une enceinte de type 2 "caisson d'essai" doit satisfaire aux exigences suivantes:

- le SPL dans un volume essai de 15 mm × 15 mm × 15 mm qui contient le point d'essai ne doit pas s'écarter de plus de $\pm 1,5$ dB de 200 Hz à 5 000 Hz. Cet écart peut être corrigé pour les effets de la loi en carré inverse ($1/r$) au-dessus d'une fréquence indiquée par le fabricant;
- le point d'essai doit être clairement indiqué par le fabricant du caisson d'essai.

Les fixations et les obstacles qui peuvent refléter le champ acoustique doivent être maintenus au minimum.

5.3 Configuration de mesure

5.3.1 Généralités

La configuration de mesure doit satisfaire aux exigences générales décrites en 4.1. Il convient de veiller à ce que ni le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille occluse et son tube ni le support mécanique de l'appareil de correction auditive ne perturbent sensiblement le champ acoustique à proximité du point de référence de l'appareil de correction auditive aux fréquences d'essai utilisées. Ces dispositifs ne doivent pas non plus introduire d'effets parasites qui résultent de résonances ou de vibrations mécaniques, et ne doivent pas affecter les propriétés mécaniques ou acoustiques de l'appareil de correction auditive à l'essai.

Le niveau de pression acoustique au point de référence de l'appareil de correction auditive est égalisé par l'utilisation d'un microphone de régulation avec une sensibilité à la pression indépendante de la fréquence sur la plage de fréquences d'intérêt, à proximité immédiate du point de référence et orienté à 90° par rapport à l'axe principal de la source sonore. Il est admis par hypothèse que le champ acoustique est uniforme du point de référence à l'emplacement du microphone de régulation. En option, un microphone factice peut remplacer le microphone de régulation lors des mesures d'appareils de correction auditive. Le diamètre du microphone de régulation doit être de 15 mm au maximum.

Pour une chambre anéchoïque de type 1, le microphone de régulation doit être soit de type WS2P (1/2 pouce) soit de type WS3P/F/D (1/4 pouce), comme cela est défini dans l'IEC 61094-4. Le microphone utilisé doit être indiqué.

NOTE Les résultats de mesure peuvent différer sensiblement entre les mesures effectuées avec un microphone de régulation à proximité immédiate de l'appareil de correction auditive et les mesures obtenues en conditions réelles de champ acoustique libre, notamment dans le cas de types d'appareils de correction auditive portés sur le corps, dont l'entrée sonore se trouve à la surface de l'enveloppe extérieure et dont l'enveloppe peut posséder des dimensions physiques comparables à la longueur d'onde sonore incidente.

5.3.2 Configuration de mesure pour les appareils de correction auditive non directionnels

Le présent 5.3.2 décrit la configuration de mesure pour les appareils de correction auditive non directionnels avec un seul port d'entrée sonore ou avec un seul port d'entrée sonore activé en présence de plusieurs ports d'entrée. La Figure 1 et la Figure 2 donnent des exemples de configurations de mesure.

Si deux ports d'entrée sonore ou plus sont actifs, la configuration de mesure décrite en 5.3.3 doit être utilisée.

Le port d'entrée sonore actif est le point de référence de l'appareil de correction auditive. La position du point de référence doit être indiquée.

Les appareils de correction auditive portés derrière l'oreille doivent être orientés vers la source sonore de manière normale, comme cela est représenté à la Figure 1. Pour les appareils de correction auditive intra-auriculaire, la face avant équipée du microphone doit être orientée parallèlement à la direction de la source sonore, comme cela est représenté à la Figure 2. Un microphone-émetteur sans fil doit être orienté vers la source sonore comme en utilisation normale. L'orientation de l'appareil de correction auditive ou du microphone-émetteur sans fil doit être indiquée.

La distance entre le centre du diaphragme du microphone de régulation ou du microphone factice et le point de référence de l'appareil de correction auditive doit être de $5 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$. Si la distance de $5 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ ne peut pas être respectée en raison de la forme physique de l'appareil de correction auditive, la distance utilisée doit être indiquée.

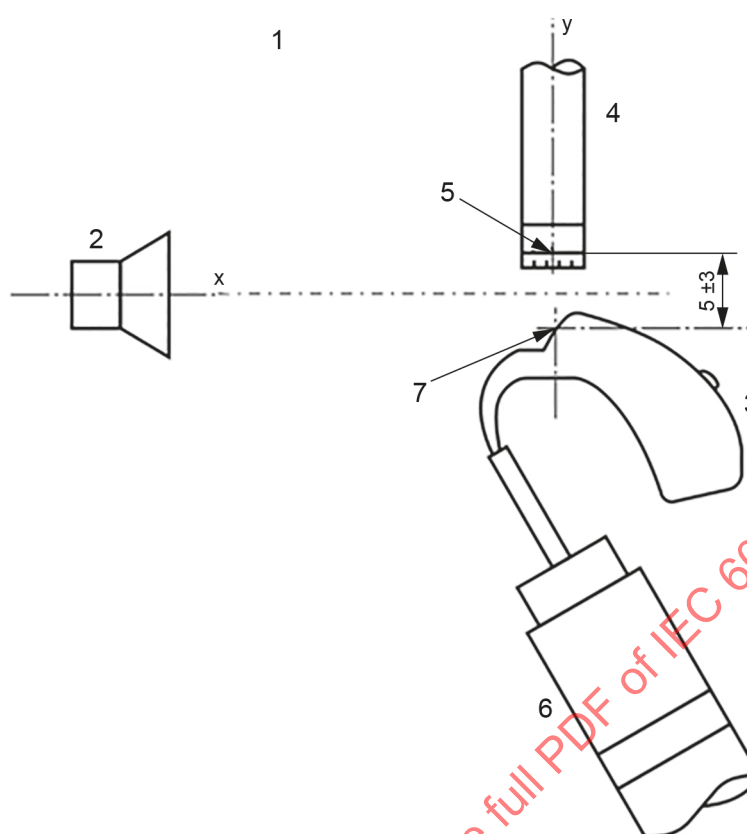
L'axe principal du microphone de régulation ou du microphone factice doit être orthogonal à l'axe principal de la source sonore. Le point de référence de l'appareil de correction auditive doit être positionné sur l'axe du microphone de régulation. Le point de référence et le diaphragme du microphone de régulation doivent tous deux se trouver dans le volume d'essai défini en 5.2.

Le microphone de régulation peut aussi être positionné comme pour les appareils de correction auditive directionnels, comme cela est représenté à la Figure 3, B.

Pour les appareils de correction auditive portés derrière l'oreille avec un seul microphone actif dans l'oreille, le fabricant doit fournir des recommandations concernant la position correcte de l'appareil et du microphone de régulation.

NOTE Lors de l'essai d'appareils de correction auditive à sortie très élevée, les fuites acoustiques peuvent influencer le résultat de mesure. Cela peut être vérifié par la méthode séquentielle décrite en 5.4.

Dimensions en millimètres



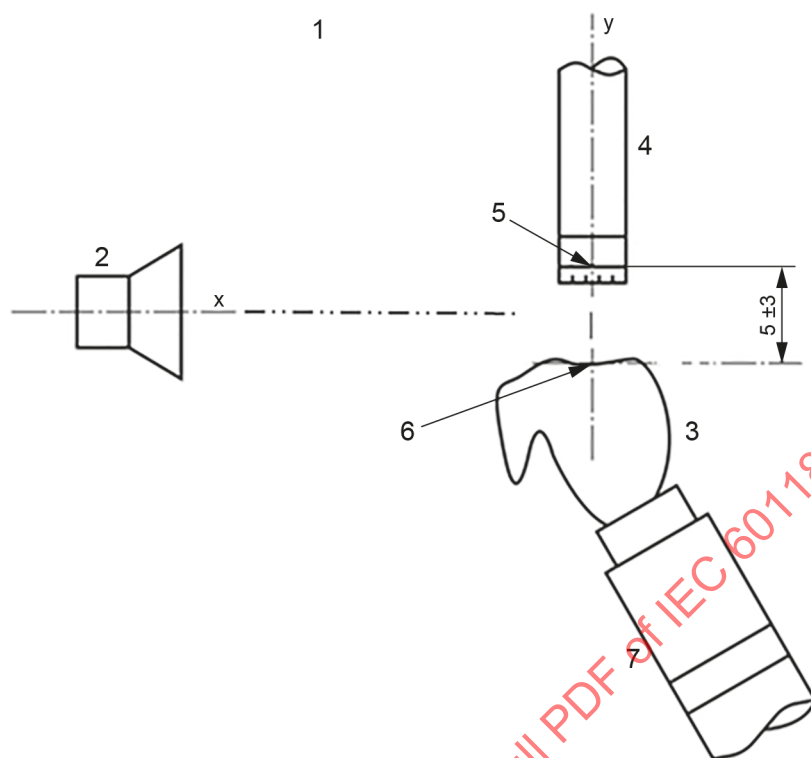
IEC

Légende

- 1 espace d'essai
- 2 source sonore
- 3 appareil de correction auditive
- 4 microphone de régulation / microphone factice
- 5 point central du diaphragme
- 6 coupleur acoustique ou simulateur d'oreille occluse
- 7 point de référence de l'appareil de correction auditive
- x: axe de la source sonore
- y: axe du microphone de régulation

Figure 1 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive porté derrière l'oreille

Dimensions en millimètres



IEC

Légende

- 1 espace d'essai
- 2 source sonore
- 3 appareil de correction auditive
- 4 microphone de régulation / microphone factice
- 5 point central du diaphragme
- 6 point de référence de l'appareil de correction auditive
- 7 coupleur acoustique ou simulateur d'oreille occluse
- x: axe de la source sonore
- y: axe du microphone de régulation

Figure 2 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive intra-auriculaire

5.3.3 Configuration de la mesure pour les appareils de correction auditive directionnels

Le présent 5.3.3 décrit la configuration de mesure pour les appareils de correction auditive directionnels et les appareils de correction auditive non directionnels avec deux ports d'entrée sonore ou plus actifs. La Figure 3, A donne un exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive porté derrière l'oreille. La Figure 3, B représente une position alternative du microphone de régulation. Les appareils avec d'autres facteurs de forme sont positionnés de façon similaire.

Pour les appareils de correction auditive directionnels en mode non directionnel avec un seul port d'entrée sonore actif, la configuration de mesure décrite en 5.3.2 doit être utilisée.

Le centre géométrique entre les ports d'entrée sonore actifs est le point de référence de l'appareil de correction auditive. Une ligne qui traverse les ports d'entrée sonore avant et arrière actifs de l'appareil de correction auditive doit être alignée sur l'axe de la source sonore. En présence de plusieurs ports d'entrée sonore avant ou arrière actifs, la ligne traverse le point de référence. La position du point de référence doit être indiquée.

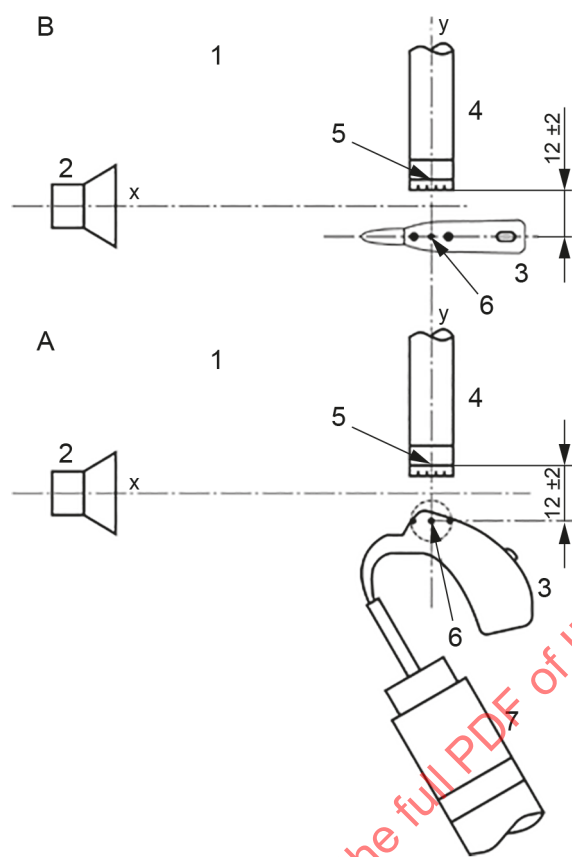
NOTE L'alignement de l'appareil de correction auditive pour l'essai peut différer du positionnement lorsque celui-ci est porté par l'utilisateur.

La distance entre le centre du diaphragme du microphone de régulation et le point de référence doit être de $12 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$. Si la distance de $12 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$ ne peut pas être respectée en raison de la forme physique de l'appareil de correction auditive, la distance utilisée doit être indiquée. L'axe principal du microphone de régulation ou du microphone factice doit être orthogonal à l'axe principal de la source sonore et doit le croiser au point de référence (voir Figure 3, A et Figure 3, B). Le point de référence et le diaphragme du microphone de régulation doivent tous deux être positionnés dans le volume d'essai défini en 5.2.

Pour les appareils de correction auditive avec plusieurs microphones, lorsque le centre géométrique entre les ports d'entrée sonore actifs ne peut pas être déterminé directement (par exemple, pour les récepteurs d'appareils dans le conduit auditif avec un microphone supplémentaire dans l'oreille), le fabricant doit fournir des recommandations concernant la position correcte de l'appareil et du microphone de régulation.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2022

Dimensions en millimètres



Légende

A	positionnement par défaut (vue latérale)	4	microphone de régulation / microphone factice
B	positionnement alternatif (vue du dessus)	5	point central du diaphragme
1	espace d'essai	6	point de référence de l'appareil de correction auditive
2	source sonore	7	coupleur acoustique ou simulateur d'oreille occluse
3	appareil de correction auditive	x	axe de la source sonore
y	axe du microphone de régulation		

Figure 3 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive directionnel

5.4 Méthode de mesure séquentielle

5.4.1 L'égalisation du champ acoustique au point de référence et la mesure de l'appareil de correction auditive doivent s'effectuer de manière séquentielle.

5.4.2 Etape 1: lorsque l'appareil de correction auditive et le microphone de régulation sont en place, mais que l'appareil de correction auditive est éteint, ajuster la source sonore pour atteindre un niveau constant au point de référence de l'appareil de correction auditive. Cette réponse est alors enregistrée.

5.4.3 Etape 2: lorsque l'appareil de correction auditive et le microphone de régulation inactif sont en place, effectuer la mesure de l'appareil de correction auditive. Pour cette étape, le microphone de régulation inactif peut éventuellement être remplacé par un microphone factice de même taille et de même forme.

NOTE Les diffractions du champ acoustique de l'appareil de correction auditive, du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occluse associé avec préamplificateur de microphone et du microphone de régulation sont incluses dans l'égalisation du niveau de pression acoustique et dépendent de la distance entre l'appareil de correction auditive et le microphone de régulation.

Lorsque le microphone de régulation inactif est remplacé par un microphone factice, il convient de le faire en prenant des précautions particulières pour ne pas introduire de variations du positionnement de l'appareil de correction auditive, du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occluse et des microphones.

Cette méthode prend pour hypothèse que la source sonore est stable avec une dérive minimale. Si la source sonore n'est pas suffisamment stable, il convient de répéter l'étape 1 si nécessaire.

5.5 Autres méthodes de mesure

L'Annexe A décrit une méthode de mesure simultanée qui peut être utilisée aussi. Dans cette méthode, l'égalisation et la mesure de l'appareil de correction auditive s'effectuent en même temps.

Cette méthode simultanée présente l'inconvénient que toute fuite acoustique en provenance de l'appareil de correction auditive et/ou du tubage vers le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille occluse peut affecter la mesure du champ acoustique au niveau du microphone de régulation.

L'Annexe B décrit une méthode de mesure de substitution qui peut être utilisée aussi. Dans cette méthode, le microphone de régulation est remplacé (substitué) par l'appareil de correction auditive à l'essai.

Avec la méthode de substitution, l'égalisation du champ acoustique est mesurée en l'absence de l'appareil de correction auditive, du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occluse associé, et du préamplificateur de microphone. Par conséquent, les données d'égalisation n'incluent pas les effets de diffraction du champ acoustique correspondants.

La méthode de mesure simultanée et la méthode de mesure de substitution respectivement spécifiées à l'Annexe A et à l'Annexe B peuvent être utilisées si la différence par rapport à la méthode séquentielle est négligeable. Si une méthode autre que celle spécifiée en 5.4 est utilisée, la méthode de mesure utilisée doit être indiquée.

5.6 Mesure de la réponse acoustique

Des méthodes de réduction du bruit pour la mesure de la réponse acoustique, par exemple des filtres à bande étroite, peuvent être utilisées, sauf pour 1) la mesure du bruit d'entrée équivalent et 2) la mesure de l'OSPL90. Si un filtre à bande étroite est utilisé, la bande passante du système de filtre doit être indiquée.

5.7 Système de source sonore

Le système de source sonore (son pur), combiné à un système de microphone de commande étalonné, doit être capable de produire des niveaux de pression acoustique entre 50 dB et 90 dB au point d'essai, avec un incrément maximal de 5 dB.

Si l'étalonnage de la source sonore dépend des conditions ambiantes, des corrections doivent être apportées pour y remédier et cela doit être indiqué.

La précision du niveau de pression acoustique au point d'essai dépend:

- de la précision du système d'égalisation constitué du microphone de régulation avec préamplificateur et du système d'analyse pour contrôler le niveau de pression acoustique décrit en 5.3. Lorsqu'une méthode de mesure simultanée est utilisée, la précision dépend également du générateur.

- de la précision du générateur acoustique et de l'appareil de reproduction des sons (source sonore). Lorsque le niveau de pression acoustique au point d'essai est contrôlé de manière séquentielle (les données d'égalisation sont stockées), la stabilité du générateur acoustique n'est pas compensée par le système d'égalisation.
- de la précision du positionnement du microphone de régulation par rapport au point de référence de l'appareil de correction auditive décrit en 5.3.2 et en 5.3.3.
- des écarts du champ acoustique dans le volume d'essai décrit en 5.2.2 et en 5.2.3.

En cas d'utilisation d'une chambre anéchoïque de type 1, le niveau de la source sonore au point d'essai doit se situer:

- a) à $\pm 0,7$ dB de la valeur indiquée sur la plage de fréquences de 200 Hz à 2 000 Hz,
- b) à $\pm 1,0$ dB de la valeur indiquée sur la plage de fréquences de 2 000 Hz à 8 000 Hz,
- c) à $\pm 1,5$ dB de la valeur indiquée sur la plage de fréquences de 8 000 Hz à 16 000 Hz.

En cas d'utilisation d'un caisson d'essai de type 2, le niveau de la source sonore au point d'essai doit se situer:

- 1) à $\pm 2,0$ dB de la valeur indiquée sur la plage de fréquences de 200 Hz à 500 Hz,
- 2) à $\pm 1,5$ dB de la valeur indiquée sur la plage de fréquences de 500 Hz à 5 000 Hz.

La fréquence de la source sonore ne doit pas différer de plus de $\pm 0,5$ % de la valeur indiquée. L'intervalle de fréquence entre les points de données des courbes de réponse en fréquence ne doit pas dépasser un douzième d'octave pour les points de données à espacement logarithmique ou 100 Hz pour les points de données à espacement linéaire.

Pour les mesures de réponse en fréquence et en gain intégral, la distorsion harmonique totale de la source sonore ne doit pas dépasser 1 % pour un niveau de pression acoustique inférieur ou égal à 70 dB et 2 % pour un niveau de pression acoustique compris entre 70 dB et 90 dB inclus.

Pour les mesures de distorsion harmonique, la distorsion harmonique totale de la source sonore aux fréquences de la mesure THD ne doit pas dépasser 0,5 % pour un niveau de pression acoustique inférieur ou égal à 70 dB et 1 % pour un niveau de pression acoustique compris entre 70 dB et 90 dB inclus.

5.8 Système de mesure du niveau de pression acoustique et de la distorsion produits par un appareil de correction auditive

L'équipement utilisé pour mesurer le niveau de pression acoustique produit par l'appareil de correction auditive doit satisfaire aux exigences suivantes.

- a) Le système de mesure du niveau de pression acoustique doit être précis à $\pm 0,5$ dB près de la fréquence d'étalonnage.
- b) L'indication du niveau de pression acoustique par rapport à l'indication à la fréquence d'étalonnage doit être mesurée avec une incertitude élargie inférieure ou égale à $\pm 1,5$ dB dans la plage de 200 Hz à 4 000 Hz, et à ± 2 dB dans la plage de 4 000 Hz à 16 000 Hz.
- c) Pour mesurer la distorsion par différence de fréquence (totale) jusqu'à 100 Hz comme cela est décrit en 8.2, l'indication du niveau de pression acoustique par rapport à l'indication à la fréquence d'étalonnage doit être mesurée avec une incertitude élargie inférieure ou égale à $\pm 2,0$ dB dans la plage de 100 Hz à 200 Hz.
- d) Si, dans certaines conditions, il est nécessaire d'utiliser un système de mesure sélectif de façon à s'assurer que la réponse de l'appareil de correction auditive à la source sonore peut être distinguée du bruit propre de l'appareil de correction auditive, l'utilisation du système sélectif doit être indiquée dans le rapport d'essai.
- e) La distorsion harmonique totale dans l'équipement de mesure doit être inférieure à 1 % pour les niveaux de pression acoustique jusqu'à 130 dB et à 2 % pour les niveaux supérieurs jusqu'à 145 dB.

5.9 Entrée électrique

Pour mesurer la réponse de l'appareil de correction auditive à une entrée électrique directe, le générateur électrique est connecté par un câble à l'entrée électrique de l'appareil de correction auditive. Si nécessaire, afin d'améliorer l'immunité au bruit, un atténuateur électrique à l'entrée de l'appareil de correction auditive peut être utilisé. Par exemple, un atténuateur de 40 dB constitué d'une résistance série de 990 Ω combinée à une résistance parallèle de 10 Ω .

Le système de mesure du niveau d'entrée électrique doit avoir une précision de ± 1 dB au niveau d'entrée mesuré.

5.10 Système de mesure du courant continu

Le système de mesure du courant continu doit présenter les caractéristiques suivantes:

- a) une précision de ± 5 % du courant continu mesuré;
- b) une baisse de tension du courant continu dans l'appareil de mesure du courant < 50 mV;
- c) une impédance n'excédant pas 1 Ω dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz.

Une méthode pour satisfaire au point c) ci-dessus consiste à placer une capacité de 8 000 μF en dérivation sur le dispositif de mesure du courant continu. Il convient que le condensateur ne shunte pas la batterie ni la source d'alimentation.

5.11 Source du champ magnétique pour les mesures du SPLIV

Pour mesurer le niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical (SPLIV), l'intensité du champ magnétique produit par la boucle magnétique est calculée à partir de la géométrie de la boucle.

NOTE 1 Par exemple, l'intensité du champ magnétique au centre d'une boucle carrée d'arête de a mètres et portant un courant de i ampères est donnée par:

$$H = \frac{2\sqrt{2}}{\pi} \frac{i}{a} \text{ A/m}$$

Au centre d'une boucle circulaire d'un diamètre de d mètres qui porte un courant de i ampères, l'intensité du champ magnétique est donnée par:

$$H = \frac{i}{d} \text{ A/m}$$

NOTE 2 Pour assurer des conditions de courant constantes, une méthode consiste à conduire la source du champ magnétique d'un appareil qui présente une force électromotrice constante et une impédance interne au moins 100 fois supérieure à l'impédance d'entrée de la source du champ magnétique dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz, ce qui, dans le cas d'un générateur à faible impédance, peut être réalisé au moyen d'une résistance connectée en série à la sortie du générateur.

L'espace d'essai doit être éloigné de tout matériau en fer susceptible de perturber le champ ou de tout autre matériau ferromagnétique ou de tout autre matériau dans lequel des courants de Foucault peuvent être induits, ce qui pourrait provoquer une perturbation du champ.

La source du champ magnétique doit être fournie avec un étalonnage qui exprime les relations entre l'intensité du champ magnétique en ampères par mètre au point d'essai et le courant d'entrée en ampères.

La forme et les dimensions de la source du champ magnétique doivent être telles que, dans une sphère d'un diamètre de 10 cm et dont le centre est le point d'essai, l'écart entre les valeurs nominales d'amplitude et de direction est inférieur à ± 5 % et à $\pm 10^\circ$, respectivement.

NOTE 3 Une boucle carrée d'arête " a " supérieure à 0,5 m ou une boucle circulaire d'un diamètre " d " supérieur à 0,56 m respecte ces spécifications.

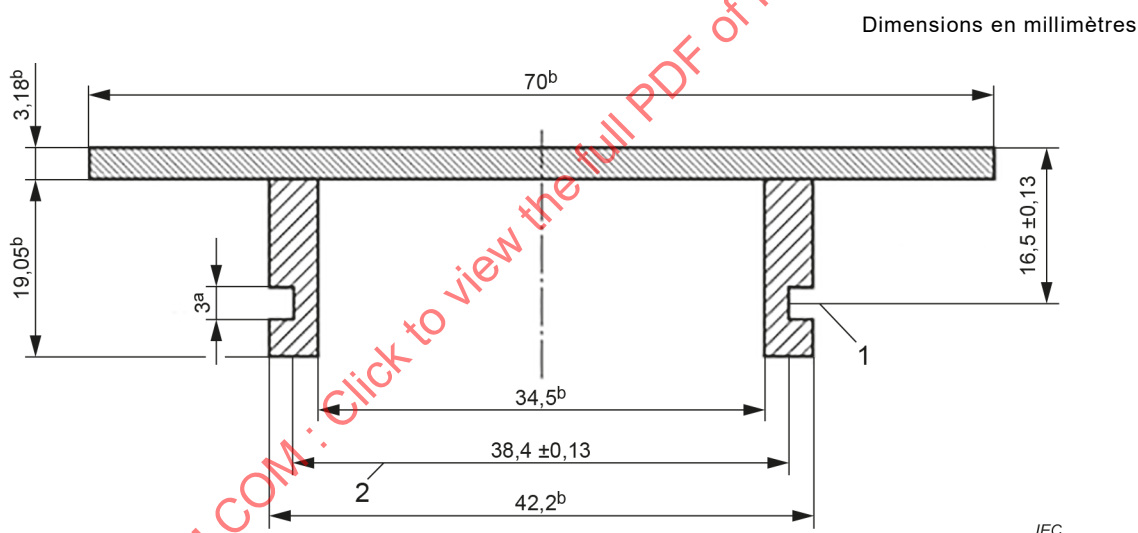
La distorsion harmonique totale du champ magnétique ne doit pas excéder 1 % pour chacun des courants de ligne utilisés.

NOTE 4 Cette condition est respectée si la distorsion du courant d'entrée est inférieure à 1 %.

L'intensité du champ magnétique au point d'essai doit être maintenue avec une précision de ± 1 dB sur la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz.

5.12 Source du champ magnétique pour les appareils de correction auditive à bobine d'induction captrice destinés à être utilisés avec un téléphone

Pour les essais d'un appareil de correction auditive à bobine d'induction captrice destiné à être utilisé avec un téléphone, un simulateur de champ magnétique de téléphone (TMFS) peut être utilisé pour mesurer la courbe de réponse SPLITS, la valeur HFA-SPLITS et la sensibilité téléphonique équivalente simulée relative (RSETS). Le simulateur de champ magnétique de téléphone (TMFS) est représenté à la Figure 4. Le matériau du TMFS ne doit pas être du fer susceptible de perturber le champ ou tout autre matériau ferromagnétique ou tout autre matériau dans lequel des courants de Foucault peuvent être induits, ce qui pourrait provoquer une perturbation du champ. Le nombre de tours suggéré pour la bobine du TMFS est de 10.



Légende

- 1 point médian de l'épaisseur de la bobine
- 2 diamètre centre à centre de la bobine
- ^a valeur choisie en fonction du nombre de tours et de la taille de fil de la bobine
- ^b valeur non critique (à titre d'exemple seulement)

Figure 4 – Simulateur de champ magnétique de téléphone (TMFS)

6 Conditions normales de fonctionnement pour un appareil de correction auditive

6.1 Généralités

Les conditions normales de fonctionnement s'appliquent aux mesures pour lesquelles il n'existe aucune spécification d'autres conditions.

6.2 Tensions de batterie ou d'alimentation

L'utilisation d'une source d'alimentation adaptée qui simule la tension et l'impédance interne de batteries réelles est privilégiée. En variante, une batterie réelle du type recommandé par le fabricant pour l'appareil de correction auditive peut être utilisée.

Pour le simulateur de batterie, les résistances série internes et les tensions en circuit ouvert indiquées dans le Tableau 2 doivent être utilisées. Le type de source d'alimentation utilisé doit être indiqué. Si un autre type de batterie (rechargeable) est simulé, la résistance série utilisée et la tension en circuit ouvert doivent être indiquées. La tension en circuit ouvert correspond à la tension d'alimentation, l'appareil de correction auditive étant débranché.

Tableau 2 – Résistances et tensions en circuit ouvert pour simulateurs de batterie zinc-air

Désignation IEC/ANSI du type de batterie	Résistance série Ω	Tension en circuit ouvert V
PR521/5A	8,2	1,3
PR70/10A	6,2	1,3
PR41/312	6,2	1,3
PR48/13	6,2	1,3
PR44/675	3,3	1,3
Tolérance sur la tension en circuit ouvert: $\pm 0,05$ V		
Tolérance sur la résistance en série: ± 5 %		

6.3 Réglages des commandes

6.3.1 Généralités

Aux fins du réglage des commandes, les mesures exigées doivent être réalisées avec un coupleur acoustique de 2 cm^3 selon l'IEC 60318-5 sur la plage de fréquences de 200 Hz à 5 000 Hz.

6.3.2 Réglage intégral (FOS)

Le fabricant doit spécifier le réglage intégral (FOS) utilisé lors de l'essai en fournissant des réglages d'essai ou un ensemble de réglages programmés ou en désignant des réglages de commandes physiques.

L'appareil de correction auditive doit être au réglage intégral pour fournir le gain le plus élevé dans la plage de fréquences de l'appareil de correction auditive. Le limiteur de sortie doit être réglé pour fournir le niveau de sortie maximal.

La commande de tonalité doit être réglée pour offrir la plage de fréquences la plus large possible.

Lorsque cela est possible, la fonction AGC des appareils de correction auditive AGC doit être réglée de manière à avoir le minimum d'effet sur tous les essais à l'exception de ceux mentionnés en 8.5. Pour les essais mentionnés en 8.5, la fonction AGC doit être réglée de manière à avoir le maximum d'effet. Pour les besoins du présent document, la compression et l'expansion doivent être considérées comme faisant partie de la fonction AGC.

Les autres fonctionnalités adaptatives qui peuvent affecter la validité des mesures effectuées avec des signaux de son pur en régime établi, par exemple les systèmes de suppression du bruit, de suppression des retours, etc. doivent être désactivées. Lorsqu'il n'est pas possible de désactiver l'ensemble des fonctionnalités adaptatives, les fonctions qui ne peuvent pas être partiellement ou complètement désactivées doivent être clairement indiquées.

6.3.3 Réglage de référence pour les essais (RTS)

Le fabricant doit spécifier le réglage de référence pour les essais de l'appareil de correction auditive en fournissant des réglages d'essai ou un ensemble de réglages programmés, ou en désignant des réglages de commandes physiques.

Les réglages de l'appareil de correction auditive doivent satisfaire à la définition du RTS donnée à l'Article 3.

NOTE La conformité à la définition du RTS est généralement obtenue en réduisant le gain global par rapport au FOS.

Le RTS doit être déterminé à l'aide du coupleur de 2 cm³ spécifié l'IEC 60318-5, qu'un coupleur ou un simulateur d'oreille soit utilisé pour la mesure.

Lorsque cela est possible, la fonction AGC des appareils de correction auditive AGC doit être réglée de manière à avoir le minimum d'effet sur tous les essais à l'exception de ceux mentionnés en 8.5. Pour les essais mentionnés en 8.5, la fonction AGC doit être réglée de manière à avoir le maximum d'effet. Pour les besoins du présent document, la compression et l'expansion doivent être considérées comme faisant partie de la fonction AGC.

Les autres fonctionnalités adaptatives qui peuvent affecter la validité des mesures effectuées avec des signaux de son pur en régime établi, par exemple les systèmes de suppression du bruit, de suppression des retours, etc. doivent être désactivées. Lorsqu'il n'est pas possible de désactiver l'ensemble des fonctionnalités adaptatives, les fonctions qui ne peuvent pas être partiellement ou complètement désactivées doivent être indiquées.

6.4 Conditions ambiantes

Il convient que les conditions réelles dans l'espace d'essai au moment des mesures soient maintenues à l'intérieur des plages suivantes, et elles doivent être spécifiées:

Température:	23 °C ± 8 °C
Humidité relative:	0 % à 80 %
Pression atmosphérique:	101,3 ⁺⁵ ₋₂₀ kPa

Si d'autres conditions s'appliquent, ces conditions doivent être spécifiées.

6.5 Connexion acoustique à l'appareil de correction auditive

Différents systèmes de sortie acoustique d'appareil de correction auditive, tels que des écouteurs internes, des contours d'oreille ou des tubes acoustiques, peuvent être utilisés. En fonction du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occlusé utilisé, les paragraphes appropriés de l'IEC 60318-5, de l'IEC 60318-4 ou de l'IEC 60318-8 s'appliquent.

La connexion acoustique à l'appareil de correction auditive doit être indiquée.

6.6 Accessoires

En ce qui concerne les accessoires utilisés en liaison avec l'appareil de correction auditive, les accessoires particuliers doivent être spécifiés.

7 Mesures fondamentales des appareils de correction auditive

7.1 Généralités

Les mesures fondamentales du présent Article 7 doivent être réalisées avec un coupleur acoustique ou un simulateur d'oreille occluse sur la plage de fréquences indiquée en 4.2. Le coupleur ou le simulateur d'oreille occluse utilisé doit être indiqué.

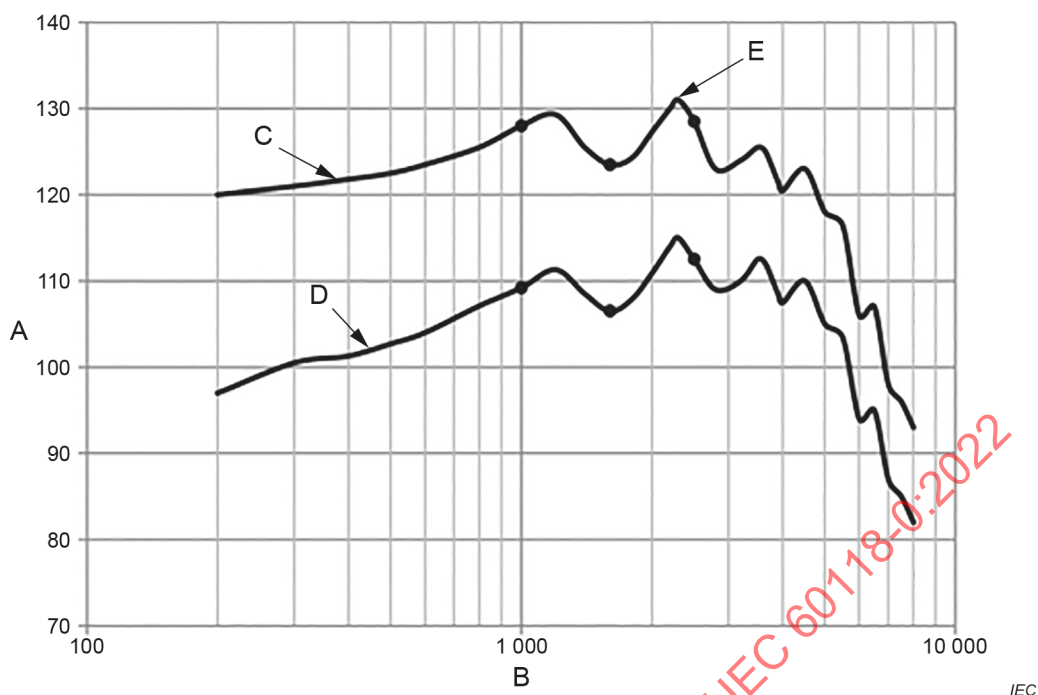
7.2 Courbes de réponse en fréquence

Toutes les courbes de réponse en fréquence publiées doivent être tracées sur un support graphique avec une échelle des ordonnées graduée linéairement en décibels et une échelle des abscisses à graduée logarithmiquement en fréquences, la longueur d'une décade sur l'échelle des abscisses étant égale à la longueur de $50 \text{ dB} \pm 2 \text{ dB}$ sur l'échelle des ordonnées, conformément à l'IEC 60263.

7.3 Courbe de réponse en fréquence OSPL90

La procédure d'essai relative à la courbe de réponse en fréquence du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB (courbe de réponse en fréquence OSPL90) est la suivante.

- a) Programmer l'appareil de correction auditive sur le réglage intégral (FOS) comme cela est indiqué en 6.3.2.
- b) Tout en maintenant un niveau de pression acoustique d'entrée constant à 90 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences à l'essai (voir Tableau 1). Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence OSPL90 ainsi obtenue. La mesure doit être réalisée à toutes les fréquences avec un détecteur à large bande sans filtrage sélectif. La réponse en fréquence OSPL90 doit inclure la réponse en sortie maximale d'un appareil de correction auditive, y compris toute distorsion non linéaire.
- c) A partir de ces données, déduire la valeur OSPL90 maximale (Figure 5).
- d) Calculer la valeur HFA-OSPL90 comme la moyenne des valeurs OSPL90 aux fréquences HFA (Figure 5).



Légende

- A sortie de l'appareil de correction auditive (SPL en décibels)
- B fréquence (en hertz)
- C courbe OSPL90
- D courbe de réponse en fréquence fondamentale
- E valeur OSPL90 maximale

Figure 5 – Exemple de courbe OSPL90 et de courbe de réponse en fréquence fondamentale

7.4 Courbe de réponse en fréquence en gain intégral

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au FOS comme cela est indiqué en 6.3.2.
- b) Tout en maintenant un niveau de pression acoustique d'entrée constant à 50 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences à l'essai. Mesurer le SPL du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occluse en fonction de la fréquence.
- c) Enregistrer la courbe de réponse en fréquence en gain intégral comme la différence de niveau obtenue en soustrayant 50 dB du SPL du coupleur acoustique ou du simulateur d'oreille occluse en fonction de la fréquence.
- d) A partir de la courbe de réponse en fréquence en gain intégral, calculer la valeur HFA-FOG comme la moyenne des valeurs de gain intégral aux fréquences HFA.

En option, à partir de la courbe de réponse en fréquence en gain intégral, déduire la valeur du gain intégral maximal.

7.5 Courbe de réponse en fréquence fondamentale

7.5.1 Procédure d'essai

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au RTS comme cela est indiqué en 6.3.3.
- b) Tout en maintenant un niveau de pression acoustique d'entrée constant à 60 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences à l'essai. Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence fondamentale (Figure 6).
- c) En option, répéter la mesure et l'enregistrement pour d'autres valeurs du niveau de pression acoustique d'entrée pour représenter le comportement de l'appareil de correction auditive à différents niveaux d'entrée.

Pour les appareils de correction auditive directionnels, la mesure peut être réalisée dans plusieurs orientations par rapport à l'orientation de référence décrite en 5.3.3.

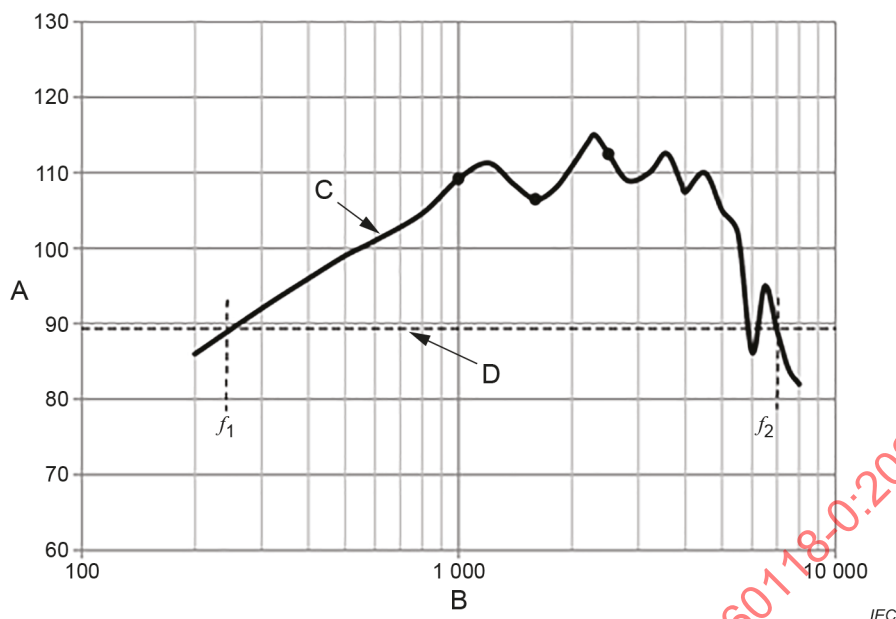
7.5.2 Plage de fréquences d'amplification

La procédure d'essai est la suivante.

- a) A partir de la courbe de réponse en fréquence fondamentale, calculer le niveau de sortie HFA.
- b) Déterminer la fréquence la plus basse (f_1) et la fréquence la plus haute (f_2) auxquelles la courbe de réponse en fréquence équivaut au niveau de sortie HFA moins 20 dB (voir Figure 6). Lorsque la courbe de réponse passe à plusieurs reprises par la valeur HFA moins 20 dB, la fréquence f_1 doit être choisie comme la fréquence la plus basse lorsque la réponse est au-dessus de la ligne et la fréquence f_2 doit être choisie comme la fréquence la plus haute lorsque la réponse est au-dessus de la ligne.
- c) La plage de fréquences est comprise entre f_1 et f_2 .

Si les valeurs f_1 et f_2 ne peuvent pas être déterminées parce qu'elles sortent de la plage de fréquences, elles peuvent être représentées comme $f_1 \leq 200$ Hz et $f_2 \geq 5\,000$ Hz, $\geq 8\,000$ Hz ou $\geq 16\,000$ Hz.

La plage de fréquences d'amplification est indiquée à titre d'information seulement.



Légende

- A sortie de l'appareil de correction auditive (SPL en décibels)
- B fréquence (en hertz)
- C courbe de réponse en fréquence fondamentale
- D niveau HFA moins 20 dB

Figure 6 – Exemple de détermination de la plage de fréquences à partir de la courbe de réponse en fréquence fondamentale

7.5.3 Gain de référence pour les essais (RTG)

Indiquer le gain de référence pour les essais comme étant le gain HFA avec l'appareil de correction auditive au réglage de référence pour les essais et un SPL d'entrée de 60 dB. Le RTG est indiqué à titre d'information seulement.

7.6 Distorsion harmonique totale

Pour les besoins du présent document, la distorsion harmonique totale THD [%] est calculée comme suit:

$$\text{THD} [\%] = 100 \sqrt{(p_2^2 + p_3^2) / p_1^2}$$

où

- p_1 est la pression acoustique de l'harmonique fondamental dans le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille occlusé;
- p_2, p_3 est la pression acoustique des deuxième et troisième harmoniques dans le coupleur acoustique ou le simulateur d'oreille occlusé.

NOTE Les symboles p ci-dessus sont des pressions acoustiques en [Pa] et non des SPL en [dB].

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Programmer et/ou régler l'appareil de correction auditive au RTS comme cela est indiqué en 6.3.3.
- b) Mesurer et indiquer la distorsion harmonique totale THD [%] pour les fréquences et les niveaux indiqués dans le Tableau 3 (les fréquences réellement utilisées doivent être spécifiées). Les harmoniques p_2 et p_3 doivent être inclus, à condition qu'ils se trouvent dans la plage de fréquences à l'essai.
- c) Si la courbe de réponse en une fréquence fondamentale augmente de 12 dB ou plus entre une fréquence d'essai de distorsion et sa deuxième harmonique, les essais de distorsion à cette fréquence peuvent être omis.

Tableau 3 – Fréquences d'essai de distorsion et niveaux de pression acoustique d'entrée

Fréquence d'essai de distorsion	SPL d'entrée
500 Hz	70 dB
800 Hz	70 dB
1 600 Hz	65 dB
3 200 Hz	60 dB

Il convient de prendre des précautions lors de la mesure de la distorsion harmonique totale en raison des erreurs qui peuvent être causées par des signaux parasites tels que le bruit ou le ronflement.

8 Mesures spéciales des appareils de correction auditive

8.1 Généralités

Les mesures spéciales des appareils de correction auditive du présent Article 8 doivent être réalisées avec un coupleur de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5 sur les plages de fréquences indiquées en 4.3. Un coupleur de 0,4 cm³ selon l'IEC 60318-8 peut également être utilisé lorsque les réponses au-dessus de 8 kHz peuvent être pertinentes pour caractériser un appareil de correction auditive ou pour un appareil de correction auditive à insertion profonde. Pour les mesures de la distorsion par différence de fréquence (totale) décrites en 8.2, le coupleur de 2 cm³ et le coupleur de 0,4 cm³ peuvent également être utilisés pour mesurer les produits de distorsion jusqu'à 100 Hz.

8.2 Distorsion par différence de fréquence

8.2.1 Produits de distorsion par différence de fréquence

La distorsion par différence de fréquence est mesurée avec un stimulus acoustique d'entrée composé de deux sons purs de niveau égal aux fréquences f_1 et f_2 , f_2 étant une fréquence supérieure à f_1 . Le niveau des produits de distorsion par différence de fréquence du deuxième harmonique négatif ($f_2 - f_1$), du troisième harmonique négatif ($2f_1 - f_2$) et du troisième harmonique positif ($2f_2 - f_1$) doit être mesuré et exprimé en % ou en dB par rapport à la somme des amplitudes de pression acoustique pour f_1 et f_2 . Les produits de distorsion par différence de fréquence sont calculés comme suit:

$$D_{DF\ 2-} = 100 \frac{|p(f_2 - f_1)|}{|p(f_1)| + |p(f_2)|},$$

$$D_{DF\ 3-} = 100 \frac{|p(2f_1 - f_2)|}{|p(f_1)| + |p(f_2)|},$$

$$D_{DF\ 3+} = 100 \frac{|p(2f_2 - f_1)|}{|p(f_1)| + |p(f_2)|},$$

où

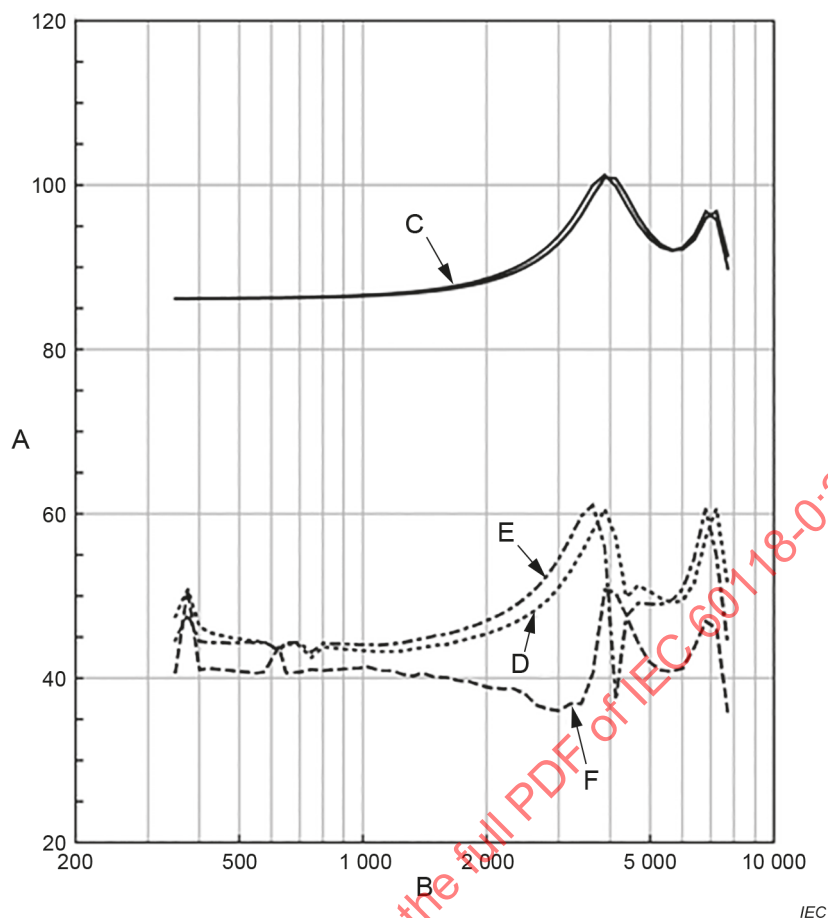
D_{DFi} est le produit de distorsion par différence de fréquence du i^{e} harmonique, exprimé en pourcentage (%);

$p(f)$ est la pression acoustique à la fréquence f , exprimée en Pa.

Les produits de distorsion par différence de fréquence peuvent être exprimés en décibels comme $20\log_{10}(D_{DFi}/100)$.

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au RTS comme cela est indiqué en 6.3.3.
- b) Choisir un nombre adéquat de fréquences f_2 dans la plage de 350 Hz à 8 000 Hz. Pour un format de fréquence linéaire constante, une résolution de fréquence de 100 Hz est recommandée. Pour un format de fréquence logarithmique, les fréquences de la série ISO R40 (un douzième d'octave) sont recommandées. Les produits de distorsion mesurés doivent être tracés pour f_2 .
- c) Régler la fréquence f_1 de sorte que $\Delta f = f_2 - f_1 = 125$ Hz.
- d) Régler le niveau de chaque stimulus sonore pour f_1 et f_2 sur un SPL de 62 dB.
- e) Mesurer la pression acoustique de sortie de l'harmonique fondamental pour f_1 et f_2 et les produits de distorsion de sortie par différence de fréquence $f_2 - f_1$ (2^e harmonique négatif), $2f_2 - f_1$ (3^e harmonique positif) et $2f_1 - f_2$ (3^e harmonique négatif) avec un filtre approprié. Il convient que le niveau de sortie du filtre diminue d'au moins 10 dB lorsque le signal f_1 est désactivé. Si le niveau de distorsion est très faible, le signal ne peut pas diminuer d'au moins 10 dB. Dans ce cas, la distorsion est consignée comme étant inférieure (<) au niveau de sortie du filtre mesuré. Il convient d'indiquer la bande passante du filtre. Un exemple des niveaux de pression acoustique de sortie par différence de fréquence mesurés est donné à la Figure 7.
- f) Représenter graphiquement les produits de distorsion par différence de fréquence en % ou en dB en fonction de f_2 . Voir l'exemple de la Figure 8.



Légende

- A niveau de pression acoustique de sortie (en dB)
- B fréquence f_2 (en hertz)
- C SPL de l'harmonique fondamental (à f_1 et f_2)
- D SPL du 3^e harmonique négatif
- E SPL du 3^e harmonique positif
- F SPL du 2^e harmonique négatif

Figure 7 – Exemple d'harmonique fondamental et de produits de distorsion par différence de fréquence

8.2.2 Distorsion par différence de fréquence totale

A partir des mesures décrites en 8.2.1, la distorsion par différence de fréquence totale est calculée comme suit:

$$D_{DF} = \sqrt{D_{DF\ 2-}^2 + (D_{DF\ 3-} + D_{DF\ 3+})^2}$$

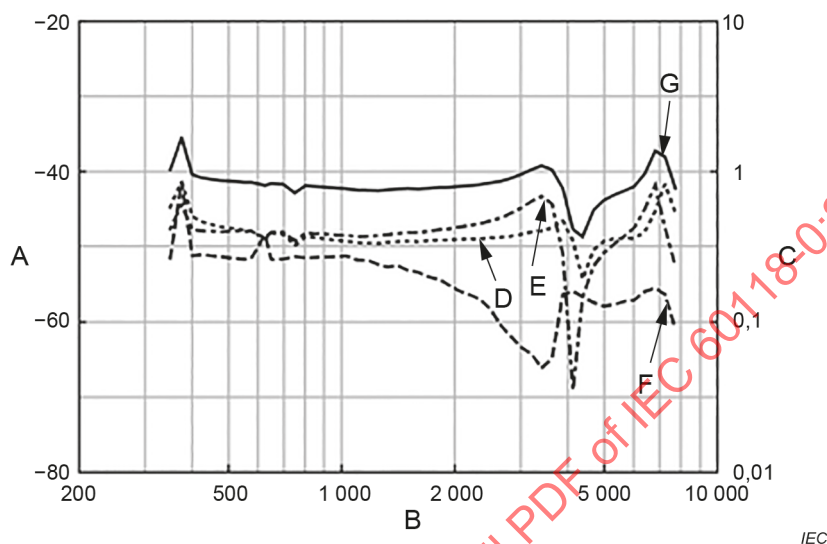
où

D_{DF} est la distorsion par différence de fréquence totale, exprimée en pourcentage (%);

D_{DFi} est le produit de distorsion par différence de fréquence du i^{e} harmonique mesuré en 8.2.1, exprimé en pourcentage (%).

La distorsion par différence de fréquence totale peut s'exprimer en décibels comme $20\log_{10}(D_{DF}/100)$. Des produits de distorsion par différence de fréquence supplémentaires peuvent être inclus dans la distorsion par différence de fréquence totale conformément à l'IEC 60268-2. Dans ce cas, cela doit être indiqué.

La distorsion par différence de fréquence totale peut être tracée en fonction de f_2 , soit en unités de pourcentage (%) soit en décibels (dB). La Figure 8 en donne un exemple.



Légende

- A distorsion par différence de fréquence (en dB)
- B fréquence f_2 (en hertz)
- C distorsion par différence de fréquence (en %)
- D distorsion par différence de fréquence du 3^e harmonique négatif
- E distorsion par différence de fréquence du 3^e harmonique positif
- F distorsion par différence de fréquence du 2^e harmonique négatif
- G distorsion par différence de fréquence totale

Figure 8 – Exemple de distorsion par différence de fréquence totale

8.3 Bruit d'entrée équivalent (EIN, *Equivalent Input Noise*)

Le bruit d'entrée équivalent (EIN) à large bande est mesuré de la manière suivante.

- a) Lorsque la source sonore est désactivée, mesurer le niveau de pression acoustique du bruit ambiant dans l'espace d'essai au point de référence de l'appareil de correction auditive en utilisant une bande passante de mesure de 200 Hz à 8 000 Hz et une durée de moyennage d'au moins 0,5 s. Le bruit ambiant dans l'espace d'essai doit être inférieur d'au moins 10 dB au niveau de bruit d'entrée équivalent calculé en f).
- b) Régler l'appareil de correction auditive au RTS comme cela est indiqué en 6.3.3.
- c) Déterminer le gain HFA (HFA-50) pour un SPL d'entrée de 50 dB.
- d) Désactiver la source sonore d'entrée.
- e) Mesurer le niveau de pression acoustique du bruit de sortie en régime établi (L_n) en utilisant une bande passante de mesure de 200 Hz à 8 000 Hz et un temps d'intégration d'au moins 0,5 s. Pour déterminer si le bruit de l'équipement d'essai est suffisamment bas, il convient que le bruit mesuré diminue d'au moins 10 dB lorsque l'appareil de correction auditive est désactivé.

f) Calculer le niveau de bruit d'entrée équivalent à partir de la formule suivante:

$$EIN = L_n - H$$

où

L_n est le niveau de bruit de sortie mesuré en e);

H est la valeur HFA-50.

Pour mesurer le niveau de bruit ambiant au point de référence, un microphone à faible bruit (de type WS1P, par exemple) peut être exigé, plutôt que d'utiliser le microphone de régulation.

Si l'expansion à faible niveau est active dans l'appareil de correction auditive pendant la mesure, cette condition doit être indiquée par le fabricant.

8.4 Bruit d'entrée équivalent dans les bandes d'un tiers d'octave (EIN pour un tiers d'octave)

Le bruit d'entrée équivalent mesuré en fonction de la fréquence dans la plage de mesure de 200 Hz à 8 000 Hz est mesuré dans les bandes d'un tiers d'octave selon la procédure d'essai suivante.

- Lorsque la source sonore est désactivée, mesurer le niveau de pression acoustique du bruit ambiant dans l'espace d'essai au point de référence de l'appareil de correction auditive dans les bandes d'un tiers d'octave aux fréquences médianes comprises dans la plage de mesure. Le bruit ambiant dans l'espace d'essai doit être au moins 10 dB inférieur au niveau de bruit d'entrée équivalent calculé en g) dans chaque bande d'un tiers d'octave.
- L'appareil de correction auditive et la source sonore étant désactivés, mesurer le spectre du bruit de l'équipement d'essai dans les bandes d'un tiers d'octave aux fréquences médianes comprises dans la plage de mesure. Le bruit de l'équipement d'essai doit être inférieur d'au moins 10 dB au niveau de bruit de sortie mesuré en f).
- Régler l'appareil de correction auditive au RTS et régler les autres commandes comme cela est indiqué en 6.3.3.
- Déterminer le gain acoustique pour les sons purs (G) comme étant la différence entre les niveaux de pression acoustique de sortie et d'entrée aux fréquences médianes des filtres d'un tiers d'octave dans la plage de mesure pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 50 dB. Un exemple est donné à la Figure 9.
- Désactiver la source sonore d'entrée.
- Mesurer le niveau de pression acoustique du bruit de sortie de l'appareil de correction auditive pour les bandes d'un tiers d'octave (L_n) aux fréquences médianes comprises dans la plage de mesure. Un exemple est donné à la Figure 10.
- Calculer le niveau de bruit d'entrée équivalent pour chaque bande d'un tiers d'octave à partir de la formule suivante:

$$EIN3 = L_n - G$$

où

$EIN3$ est l'EIN pour un tiers d'octave;

L_n est le niveau de bruit de sortie mesuré en f);

G est le gain pour les sons purs mesuré en d).

Un exemple est donné à la Figure 11.

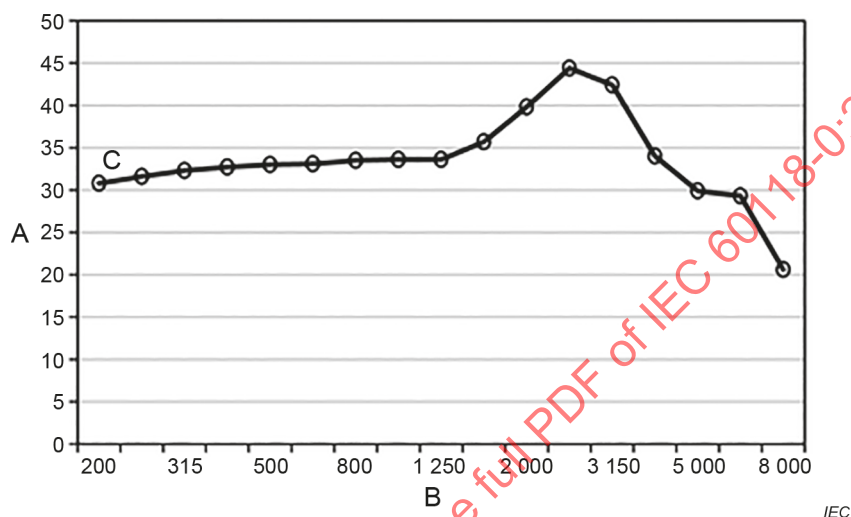
Dans le cas de résultats où le bruit de l'équipement d'essai mesuré en b) n'est pas au moins 10 dB inférieur au bruit de sortie mesuré en f) et où le bruit ambiant mesuré en a) n'est pas

au moins 10 dB inférieur au bruit d'entrée équivalent calculé en g), il convient de supprimer ces résultats ou de les marquer comme étant invalides.

Les mesures mentionnées en a), b), d) et f) peuvent être effectuées par enregistrement continu.

Pour mesurer le niveau de bruit ambiant au point de référence, un microphone à faible bruit (de type WS1P, par exemple) peut être exigé.

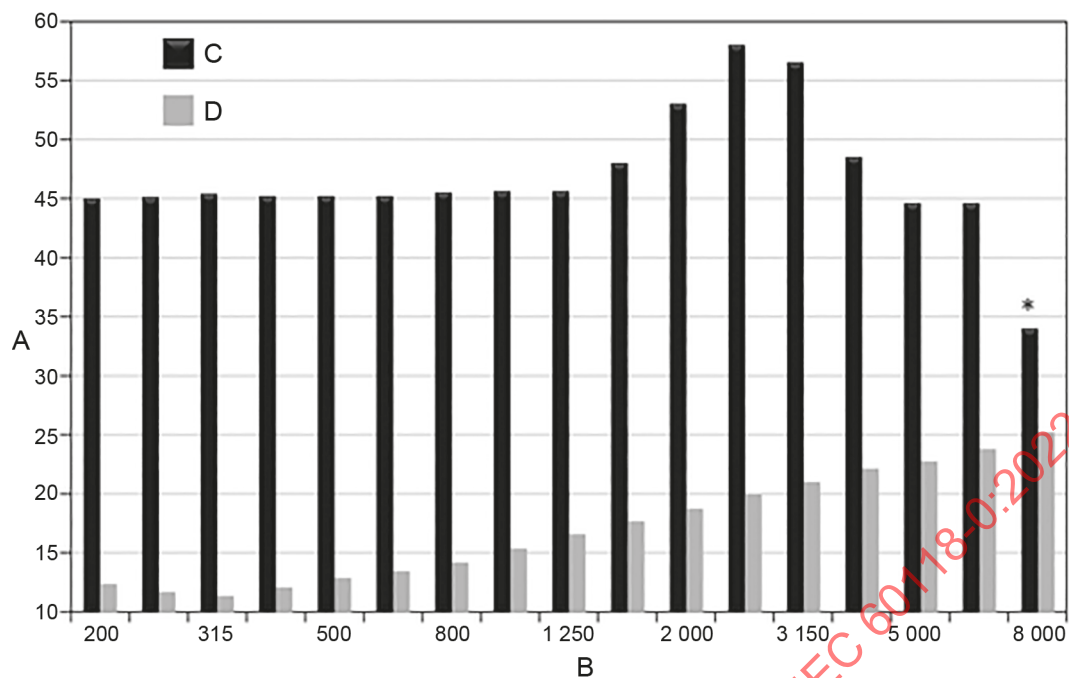
Si l'expansion à faible niveau est active dans l'appareil de correction auditive pendant la mesure, cette condition doit être indiquée par le fabricant.



Légende

- A gain (en décibels)
- B fréquence médiane dans la bande d'un tiers d'octave (en hertz)
- C réponse en gain de l'appareil de correction auditive

Figure 9 – Exemple de gain d'un appareil de correction auditive

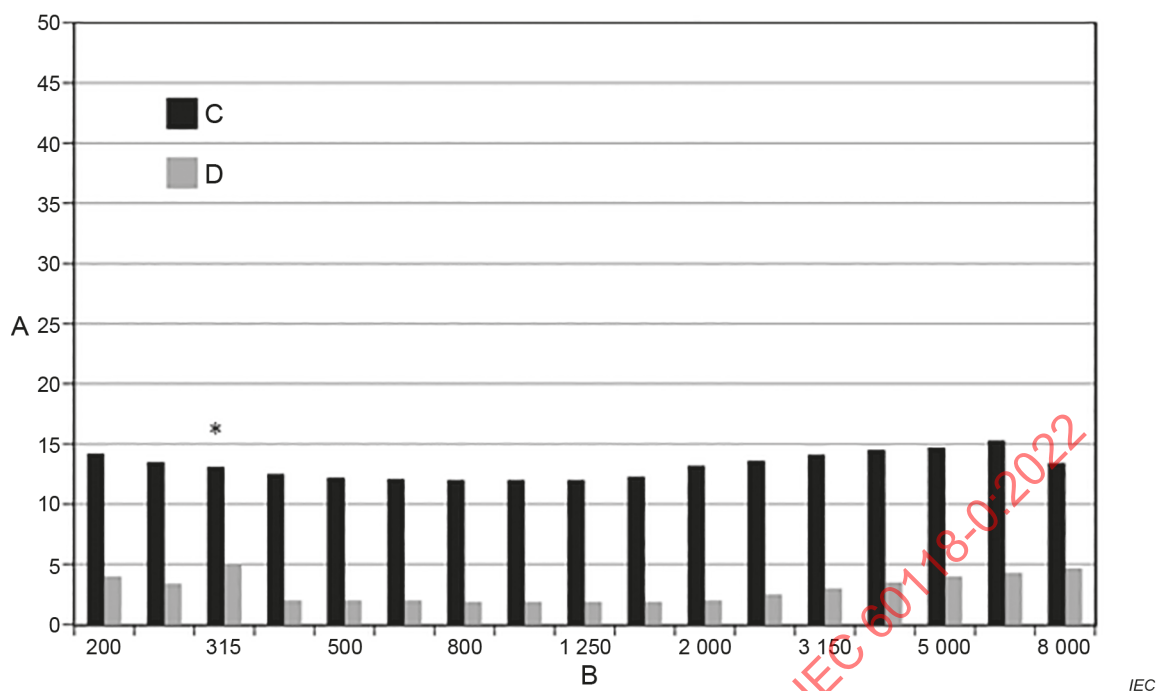


IEC

Légende

- A bruit (SPL en décibels)
 B fréquence médiane dans la bande d'un tiers d'octave (en hertz)
 C bruit de sortie de l'appareil de correction auditive (* = non valide)
 D bruit de l'équipement d'essai

Figure 10 – Exemple de bruit de sortie d'un appareil de correction auditive et de bruit de l'équipement d'essai



Légende

- A bruit (SPL en décibels)
- B fréquence médiane dans la bande d'un tiers d'octave (en hertz)
- C bruit d'entrée équivalent de l'appareil de correction auditive (* = non valide)
- D bruit ambiant

Figure 11 – Exemple de bruit d'entrée équivalent de l'appareil de correction auditive et de bruit ambiant

8.5 Mesures d'appareils de correction auditive à commande automatique de gain

8.5.1 Généralités

Ces mesures sont réalisées à 2 000 Hz, mais elles peuvent également être effectuées à d'autres fréquences dans la plage de 200 Hz à 8 000 Hz.

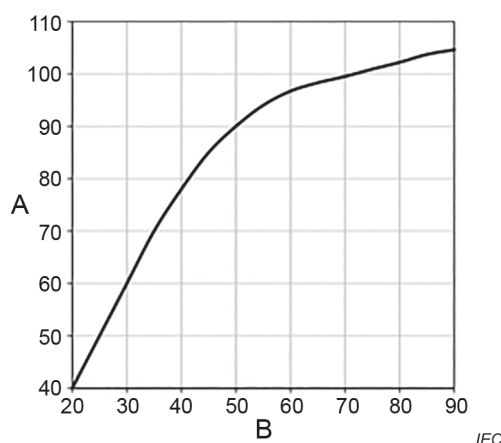
Les fréquences choisies doivent être indiquées.

8.5.2 Caractéristiques d'entrée-sortie en régime établi

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au RTS et régler les autres commandes comme cela est indiqué en 6.3.3.
- b) Mesurer le SPL du coupleur acoustique pour les niveaux de pression acoustique d'entrée dans la plage comprise entre 50 dB et 90 dB inclus, par incréments inférieurs à 5 dB, pour chacune des fréquences d'essai AGC choisies.
- c) Tracer le SPL de sortie par rapport au SPL d'entrée; utiliser des échelles linéaires en décibels et des dimensions d'échelles identiques pour l'ordonnée et l'abscisse. Un exemple est donné à la Figure 12.

Il convient que chacune des étapes dure suffisamment longtemps pour permettre au niveau de pression acoustique de sortie d'atteindre les conditions de régime établi.

**Légende**

A sortie (SPL en décibels)

B entrée (SPL en décibels)

Figure 12 – Exemple de caractéristiques d'entrée-sortie en régime établi**8.5.3 Caractéristiques de la commande automatique de gain (temps d'attaque et de relâchement)**

La procédure d'essai est la suivante.

- Régler l'appareil de correction auditive au RTS et régler les autres commandes comme cela est indiqué en 6.3.3.
- Choisir une fréquence d'essai AGC en alternant le SPL d'entrée entre 55 dB et 90 dB.
- Mesurer le SPL du coupleur acoustique dans le temps; la durée à chaque niveau doit être suffisamment longue pour permettre au SPL de sortie d'atteindre des conditions de régime établi.

NOTE Pour afficher le SPL de sortie dans le temps, un oscilloscope peut être connecté à l'amplificateur de mesure.

- Déterminer le temps d'attaque à partir de la courbe temps de l'enveloppe de la sortie acoustique.
- Le temps d'attaque est défini comme l'intervalle de temps entre le moment où le niveau de pression acoustique d'entrée passe de 55 dB à 90 dB et le moment où le SPL se stabilise à 3 dB près.
- Déterminer le temps de relâchement à partir de la courbe temps de l'enveloppe de la sortie acoustique.
- Le temps de relâchement est défini comme l'intervalle de temps entre le moment où le niveau de pression acoustique d'entrée passe de 90 dB à 55 dB et le moment où le SPL se stabilise à 4 dB près.

8.6 Effets de la commande de tonalité et de la commande de gain**8.6.1 Réponse en fréquence fondamentale: effet de la position de la commande de tonalité**

La procédure d'essai est la suivante.

- Régler la commande de tonalité au réglage exigé.
- Régler l'appareil de correction auditive au RTS comme cela est indiqué en 6.3.3.
- Tout en maintenant un niveau de pression acoustique d'entrée constant à 60 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences à l'essai. Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence fondamentale ainsi obtenue.

- d) Répéter l'essai en c) pour les différents réglages de la commande de tonalité à soumettre à l'essai.

8.6.2 Réponse en fréquence fondamentale: effet de la position de la commande de gain

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Procéder comme cela est indiqué en 7.5.1 a), b) et c).
- b) Régler la commande de gain à partir de la position maximale par incréments de 10 dB environ à 1 600 Hz.
- c) Tout en maintenant un niveau de pression acoustique d'entrée constant à 60 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences à l'essai. Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence ainsi obtenue.
- d) Répéter l'essai en c) pour les différents réglages de la commande de gain à soumettre à l'essai.

8.6.3 Caractéristiques de la commande de gain

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au FOS comme cela est indiqué en 6.3.2.
- b) Régler le SPL d'entrée à 60 dB.
- c) Régler la fréquence à 1 600 Hz.
- d) Déterminer le gain acoustique.
- e) Répéter l'essai avec un nombre suffisant de réglages de la commande de gain pour couvrir l'ensemble de la plage.
- f) Tracer la courbe qui donne le gain acoustique relatif au gain intégral en fonction des réglages de la commande de gain, en utilisant une échelle linéaire pour la position de la commande de gain.

8.7 Mesures liées à la batterie

8.7.1 Généralités

Une source d'alimentation adaptée qui simule la tension et l'impédance interne de batteries réelles pour appareils de correction auditive doit être utilisée. Le type de source d'alimentation utilisé doit être indiqué.

Les résistances série internes et les tensions en circuit ouvert indiquées dans le Tableau 2 doivent être utilisées. Si un autre type de batterie (rechargeable) est simulé, la résistance série utilisée et la tension en circuit ouvert doivent être indiquées. La tension en circuit ouvert correspond à la tension d'alimentation, l'appareil de correction auditive étant débranché.

Les mesures décrites dans le présent 8.7.1 ne s'appliquent pas aux appareils de correction auditive équipés d'une batterie rechargeable incluse en permanence, sauf si cette batterie rechargeable est déconnectée.

8.7.2 Mesure du courant de la batterie

- a) Régler l'appareil de correction auditive au RTS comme cela est indiqué en 6.3.3.
- b) Mesurer le courant avec un SPL d'entrée de 65 dB à 1 000 Hz. Le système de mesure du courant doit être conforme au 5.10.

La mesure du courant de la batterie n'est pas représentative des conditions réelles d'utilisation. Par conséquent, il convient de ne pas l'utiliser pour comparer le fonctionnement de différents modèles d'appareils de correction auditive.

8.7.3 Effets de la variation de la tension de batterie ou d'alimentation et de la résistance interne

8.7.3.1 Réponse en gain intégral

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au FOS comme cela est indiqué en 6.3.2.
- b) Régler la fréquence à 1 600 Hz.
- c) Régler le SPL d'entrée à 50 dB.
- d) Déterminer le gain acoustique.
- e) Répéter l'essai pour différentes valeurs de tension d'alimentation comprises dans la plage de tensions spécifiée pour un fonctionnement normal de la batterie.
- f) Tracer la courbe qui donne le gain acoustique relatif au gain intégral obtenu pour une tension de batterie normale, en fonction de la tension.
- g) Répéter l'essai pour une tension d'alimentation constante et pour différentes valeurs de résistance interne comprises dans la plage de résistances concernée correspondant à la batterie recommandée pour l'appareil de correction auditive.
- h) Tracer la courbe qui donne le gain acoustique relatif au gain obtenu à la résistance interne normale, en fonction de la résistance interne.

8.7.3.2 OSPL90

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Régler l'appareil de correction auditive au FOS comme cela est indiqué en 6.3.2.
- b) Régler la fréquence à 1 600 Hz.
- c) Régler le SPL d'entrée à 90 dB.
- d) Mesurer l'OSPL90.
- e) Répéter l'essai pour différentes valeurs de tension d'alimentation comprises dans la plage de tensions correspondant à l'appareil de correction auditive.
- f) Tracer la courbe qui donne les valeurs OSPL90 relatives à la valeur obtenue pour une tension de batterie normale, en fonction de la tension.
- g) Répéter l'essai pour une tension d'alimentation constante et pour différentes valeurs de résistance interne comprises dans la plage de résistances concernée correspondant à la batterie recommandée pour l'appareil de correction auditive.
- h) Tracer la courbe qui donne les valeurs OSPL90 relatives à la valeur obtenue à la résistance interne normale, en fonction de la résistance interne.

8.7.3.3 Distorsion harmonique totale

Répéter la procédure décrite en 7.6 en utilisant des tensions de batterie ou d'alimentation adéquates comprises dans la plage indiquée par le fabricant de l'appareil de correction auditive.

Répéter la procédure décrite en 7.6 en utilisant différentes valeurs de résistance interne dans la plage indiquée par le fabricant de l'appareil de correction auditive.

8.7.3.4 Distorsion par différence de fréquence

Répéter la procédure décrite en 8.2 en utilisant des tensions de batterie ou d'alimentation adéquates comprises dans la plage indiquée par le fabricant de l'appareil de correction auditive.

Répéter la procédure décrite en 8.2 en utilisant différentes valeurs de résistance interne dans la plage indiquée par le fabricant de l'appareil de correction auditive.

9 Mesures spéciales pour appareils de correction auditive à entrée non acoustique

9.1 Généralités

Les appareils de correction auditive peuvent avoir des entrées non acoustiques, par exemple une bobine d'induction captrice (telecoil), une entrée électrique directe ou une entrée sans fil.

Les mesures spéciales pour appareils de correction auditive du présent Article 9 doivent être réalisées avec un coupleur acoustique de 2 cm³ selon l'IEC 60318-5 sur les plages de fréquences indiquées en 4.3. Un coupleur acoustique de 0,4 cm³ peut également être utilisé lorsque les réponses au-dessus de 8 kHz peuvent être pertinentes pour caractériser un appareil de correction auditive ou pour un appareil de correction auditive à insertion profonde. L'utilisation d'un coupleur acoustique de 0,4 cm³ doit être indiquée.

9.2 Equivalence des niveaux de sortie pour une entrée non acoustique

Lorsqu'un appareil de correction auditive est porté sur la tête, les ondes sonores sont diffractées par le corps, la tête et l'oreille, qui modifient le niveau d'entrée acoustique du microphone par rapport à des conditions de champ acoustique libre. Cet effet est appelé effet de l'emplacement du microphone (MLE). Le mesurage de l'effet de l'emplacement du microphone dans des conditions *in situ* simulées est décrit dans l'IEC 60118-8. L'Annexe A de l'IEC 60118-8:2005 contient des exemples de courbes de réponse MLE pour différents types d'appareils de correction auditive. Cet effet est seulement présent pour le trajet d'entrée acoustique et non pour le trajet d'entrée non acoustique. Par conséquent, en cas de mesurage conforme au présent document, l'équivalence est obtenue lorsque le niveau de sortie pour le trajet non acoustique s'ajoute à celui du trajet acoustique avec la valeur du MLE.

NOTE 1 Pour représenter le SPL d'entrées non acoustiques, par exemple le SPLIV, il est utile d'inclure sur le même graphique la courbe de réponse en fréquence fondamentale à titre de référence. Noter que le MLE n'est pas inclus lors de la comparaison.

NOTE 2 L'Annexe C contient une description de l'équivalence des courbes de réponse fondamentales lorsque l'appareil de correction auditive est équipé d'une entrée acoustique ou d'une entrée non acoustique. Lorsque l'effet de l'emplacement du microphone (MLE) est connu, il est possible de caractériser l'équivalence des entrées avec les méthodes du présent document.

9.3 Montage de mesure pour une entrée sans fil (WL, WireLess)

9.3.1 Généralités

Les systèmes équipés d'une entrée sans fil doivent être mesurés en appliquant un signal d'entrée acoustique au microphone du microphone-émetteur sans fil et en mesurant le SPL du coupleur acoustique à la sortie de l'appareil de correction auditive. Les niveaux d'entrée acoustique utilisés sont les mêmes que ceux utilisés pour les mesures normales avec le microphone de l'appareil de correction auditive comme port d'entrée.

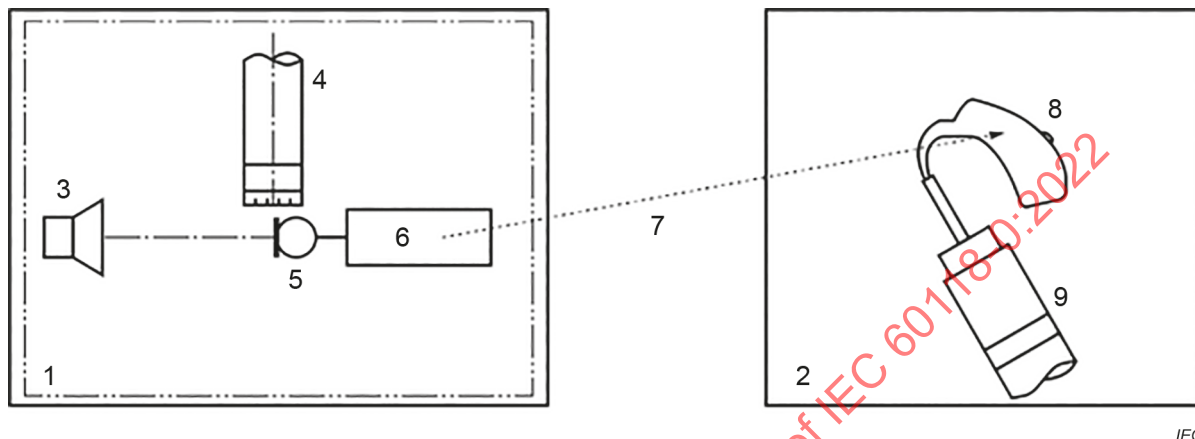
9.3.2 Montage de mesure

Le montage de mesure est le suivant.

- L'émetteur sans fil est placé dans l'espace d'essai d'une enceinte d'essai de type 1 ou de type 2, comme cela est décrit en 5.2; le microphone-émetteur sans fil est orienté de manière à refléter l'utilisation réelle.
- Le microphone de régulation est placé à proximité du port d'entrée sonore du microphone-émetteur sans fil à une distance de 5 mm ± 3 mm. Si cette distance ne peut être obtenue ou si l'emplacement du port d'entrée sonore ne peut pas être localisé, la position réelle du microphone de régulation doit être indiquée.
- L'appareil de correction auditive avec entrée sans fil est connecté à un coupleur acoustique et placé dans une enceinte d'essai suffisamment isolée des stimuli indésirables décrits en 5.2.1.

- d) L'émetteur sans fil est allumé et l'appareil de correction auditive bascule en mode de fonctionnement avec entrée sans fil.

Si l'appareil de correction auditive peut capter des signaux sans fil et acoustiques simultanément, il convient de veiller à ce qu'aucun signal acoustique en provenance de l'enceinte d'essai 1 ne puisse s'infiltrer dans l'appareil de correction auditive. Si nécessaire, la mesure peut être réalisée dans deux enceintes d'essai distinctes, comme cela est représenté à la Figure 13.



Légende

- 1 enceinte d'essai de type 1 ou 2
- 2 enceinte d'essai acoustique blindée
- 3 source sonore
- 4 microphone de régulation / microphone factice
- 5 microphone-émetteur sans fil ou port d'entrée sonore
- 6 émetteur sans fil
- 7 liaison sans fil
- 8 appareil de correction auditive
- 9 coupleur acoustique

Figure 13 – Montage de mesure pour une entrée sans fil

9.3.3 Réponse en fréquence fondamentale d'une entrée sans fil SPLWL

La réponse en fréquence fondamentale d'une entrée sans fil (SPLWL) doit être mesurée selon une procédure similaire à celle décrite en 7.5.1, avec les commandes réglées au RTS, comme cela est indiqué en 6.3.3.

9.3.4 HFA-SPLWL

La procédure d'essai pour la HFA-SPLWL est la suivante.

- a) Mesurer le SPLWL aux trois fréquences HFA décrites en 9.3.3.
- b) Calculer la HFA-SPLWL comme la moyenne du SPLWL aux trois fréquences HFA.

9.3.5 Réponse en fréquence au réglage intégral

La procédure d'essai de réponse en fréquence au réglage intégral est identique à la procédure décrite en 7.4, avec les commandes réglées au FOS indiqué en 6.3.2.